

Aus der Abteilung für klinische Prothetik
Leiter: Prof. Dr. K. Eichner
des Fachbereichs Zahn-, Mund- und Kieferheilkunde
der Freien Universität Berlin

**Messung der maximalen Kieferschlußkräfte
bei zahnlosen Menschen in Abhängigkeit
von der horizontalen und vertikalen
Lagebeziehung des Unterkiefers zum Oberkiefer**

Dissertation

zur

Erlangung der zahnmedizinischen Doktorwürde
am Fachbereich Zahn-, Mund- und Kieferheilkunde
der Freien Universität Berlin

vorgelegt von
Zahnarzt Udo Reese
aus Reinfeld / Holstein

1976

Aus der Abteilung für klinische Prothetik
Leiter: Prof. Dr. K. Eichner
des Fachbereichs Zahn-, Mund- und Kieferheilkunde
der Freien Universität Berlin

**Messung der maximalen Kieferschlußkräfte
bei zahnlosen Menschen in Abhängigkeit
von der horizontalen und vertikalen
Lagebeziehung des Unterkiefers zum Oberkiefer**



Dissertation

zur

Erlangung der zahnmedizinischen Doktorwürde
am Fachbereich Zahn-, Mund- und Kieferheilkunde
der Freien Universität Berlin

vorgelegt von
Zahnarzt Udo Reese
aus Reinfeld / Holstein

Referent: Prof. Dr. K. Eichner

Korreferent: Prof. Dr. G. Haase



Gedruckt mit Genehmigung des Fachbereiches Zahn-, Mund-
und Kieferheilkunde der Freien Universität Berlin

Promoviert am: 7.12.1976

Meiner Frau

meiner Mutter

meinem Schwiegervater

1.1.1	Einleitung	1
1.1.2	Grundlagen der ...	2
1.1.3	Methoden der ...	3
1.1.4	Ergebnisse der ...	4
1.1.5	Fazit	5
1.2.1	Definition ...	6
1.2.2	Charakteristika ...	7
1.2.3	Ursachen ...	8
1.2.4	Folgen ...	9
1.2.5	Maßnahmen ...	10
1.2.6	Prognose ...	11
1.2.7	Zusammenfassung ...	12
1.2.8	Literaturverzeichnis	13
1.2.9	Anhang	14
1.2.10	Danksagung	15
1.2.11	Abkürzungen	16
1.2.12	Verzeichnis der Abbildungen	17
1.2.13	Verzeichnis der Tabellen	18
1.2.14	Verzeichnis der Formeln	19
1.2.15	Verzeichnis der Symbole	20
1.2.16	Verzeichnis der Abkürzungen	21
1.2.17	Verzeichnis der Abkürzungen	22
1.2.18	Verzeichnis der Abkürzungen	23
1.2.19	Verzeichnis der Abkürzungen	24
1.2.20	Verzeichnis der Abkürzungen	25
1.2.21	Verzeichnis der Abkürzungen	26
1.2.22	Verzeichnis der Abkürzungen	27
1.2.23	Verzeichnis der Abkürzungen	28
1.2.24	Verzeichnis der Abkürzungen	29
1.2.25	Verzeichnis der Abkürzungen	30
1.2.26	Verzeichnis der Abkürzungen	31
1.2.27	Verzeichnis der Abkürzungen	32
1.2.28	Verzeichnis der Abkürzungen	33
1.2.29	Verzeichnis der Abkürzungen	34
1.2.30	Verzeichnis der Abkürzungen	35
1.2.31	Verzeichnis der Abkürzungen	36
1.2.32	Verzeichnis der Abkürzungen	37
1.2.33	Verzeichnis der Abkürzungen	38
1.2.34	Verzeichnis der Abkürzungen	39
1.2.35	Verzeichnis der Abkürzungen	40
1.2.36	Verzeichnis der Abkürzungen	41
1.2.37	Verzeichnis der Abkürzungen	42
1.2.38	Verzeichnis der Abkürzungen	43
1.2.39	Verzeichnis der Abkürzungen	44
1.2.40	Verzeichnis der Abkürzungen	45
1.2.41	Verzeichnis der Abkürzungen	46
1.2.42	Verzeichnis der Abkürzungen	47
1.2.43	Verzeichnis der Abkürzungen	48
1.2.44	Verzeichnis der Abkürzungen	49
1.2.45	Verzeichnis der Abkürzungen	50
1.2.46	Verzeichnis der Abkürzungen	51
1.2.47	Verzeichnis der Abkürzungen	52
1.2.48	Verzeichnis der Abkürzungen	53
1.2.49	Verzeichnis der Abkürzungen	54
1.2.50	Verzeichnis der Abkürzungen	55
1.2.51	Verzeichnis der Abkürzungen	56
1.2.52	Verzeichnis der Abkürzungen	57
1.2.53	Verzeichnis der Abkürzungen	58
1.2.54	Verzeichnis der Abkürzungen	59
1.2.55	Verzeichnis der Abkürzungen	60
1.2.56	Verzeichnis der Abkürzungen	61
1.2.57	Verzeichnis der Abkürzungen	62
1.2.58	Verzeichnis der Abkürzungen	63
1.2.59	Verzeichnis der Abkürzungen	64
1.2.60	Verzeichnis der Abkürzungen	65
1.2.61	Verzeichnis der Abkürzungen	66
1.2.62	Verzeichnis der Abkürzungen	67
1.2.63	Verzeichnis der Abkürzungen	68
1.2.64	Verzeichnis der Abkürzungen	69
1.2.65	Verzeichnis der Abkürzungen	70
1.2.66	Verzeichnis der Abkürzungen	71
1.2.67	Verzeichnis der Abkürzungen	72
1.2.68	Verzeichnis der Abkürzungen	73
1.2.69	Verzeichnis der Abkürzungen	74
1.2.70	Verzeichnis der Abkürzungen	75
1.2.71	Verzeichnis der Abkürzungen	76
1.2.72	Verzeichnis der Abkürzungen	77
1.2.73	Verzeichnis der Abkürzungen	78
1.2.74	Verzeichnis der Abkürzungen	79
1.2.75	Verzeichnis der Abkürzungen	80
1.2.76	Verzeichnis der Abkürzungen	81
1.2.77	Verzeichnis der Abkürzungen	82
1.2.78	Verzeichnis der Abkürzungen	83
1.2.79	Verzeichnis der Abkürzungen	84
1.2.80	Verzeichnis der Abkürzungen	85
1.2.81	Verzeichnis der Abkürzungen	86
1.2.82	Verzeichnis der Abkürzungen	87
1.2.83	Verzeichnis der Abkürzungen	88
1.2.84	Verzeichnis der Abkürzungen	89
1.2.85	Verzeichnis der Abkürzungen	90
1.2.86	Verzeichnis der Abkürzungen	91
1.2.87	Verzeichnis der Abkürzungen	92
1.2.88	Verzeichnis der Abkürzungen	93
1.2.89	Verzeichnis der Abkürzungen	94
1.2.90	Verzeichnis der Abkürzungen	95
1.2.91	Verzeichnis der Abkürzungen	96
1.2.92	Verzeichnis der Abkürzungen	97
1.2.93	Verzeichnis der Abkürzungen	98
1.2.94	Verzeichnis der Abkürzungen	99
1.2.95	Verzeichnis der Abkürzungen	100



Digitized by the Internet Archive
in 2026

Inhaltsverzeichnis

	Seite
1. Einleitung	1
2. Hauptteil	3
2.1 Übersicht über das Schrifttum	3
2.1.1 "Historische Übersicht"	3
2.1.2 Untersuchungen zur Bestimmung der Kraft der Kaumuskulatur	7
2.2 Eigene Untersuchungen	17
2.2.1 Methode	17
2.2.2 Prüfklima	18
2.2.3 Versuchsaufbau	18
2.2.3.1 Meßaufnehmer	18
2.2.3.2 Aufnahmevorrichtung für den Meßkörper	19
2.2.3.3 Anschluß des Meßkörpers an den Trägerfrequenzmeßverstärker	22
2.2.3.4 Aufzeichnung der Meßwerte	25
2.2.3.5 Auswahl der Probanden	25
2.2.3.6 Herstellung der Prothesenbasen	27
2.2.3.7 Befestigung der Aufnahmevorrichtung an der Gegendruckplatte	28
2.2.4 Eichung der Meßanordnung	28
2.2.5 Versuchsdurchführung	31

	Seite
2.2.6 Versuchsergebnisse	34
2.2.6.1 Bestimmung der Meßergebnisse	34
2.2.6.2 Erklärung der grafischen Darstellungen	38
2.2.6.3 Darstellung der Meßergebnisse und ihre Interpretation	39
3. Diskussion	51
4. Zusammenfassung	55
5. Schrifttum	57
6. Lebenslauf	62
7. Tabellenanhang und Diagramme	63 - 106

1. Einleitung

In der Zahnheilkunde wurden schon frühzeitig Untersuchungen angestellt, die Größe des sogenannten Druckes, der von der Kaumuskulatur erzeugt wird, zu messen (16).

Obwohl die verschiedensten Apparate konstruiert wurden und zur Anwendung gelangten, war doch die Methode gleich, weil die Messungen stets extraoral durchgeführt wurden.

Bei diesen historischen Untersuchungen blieben die biologischen Belange, wie die Empfindlichkeit der Mundschleimhaut oder die des Parodontiums und die Belastbarkeit einzelner Zähne oder Zahngruppen gänzlich unberücksichtigt.

Heute ist bekannt, daß das "harmonische Wirkungsgefüge des Kausystems" (STRACK) durch eine orale Rehabilitation nur dann gewährleistet ist, wenn diese biologischen Gegebenheiten berücksichtigt werden.

Aufgrund der verschiedenen Methoden und technischen Meßeinrichtungen ergaben sich entsprechend voneinander abweichende Ergebnisse.

Erst nachdem WUSTROW (41) 1923 die verschiedenen Kräfte klinisch für die Prothetik definiert hat, konnten die historischen "Kaukraftmessungen" in den Hintergrund treten. WUSTROW unterscheidet zwischen einer

theoretisch möglichen,

praktisch möglichen und

physiologisch notwendigen Kraft.

Die Bestimmung der theoretisch möglichen Kraft der Kau-
muskeln aus ihrem Gesamtquerschnitt ist sehr ungenau und
daher kaum von Bedeutung.

Die praktisch mögliche Kieferschlußkraft wird durch die
Schmerzempfindung des Parodontiums begrenzt. Ihre Größe
wurde in Untersuchungen mit ca. 25 kp ermittelt.

Die physiologisch notwendige Kraft bestimmte EICHNER (5),
indem er Probanden Vollkornbrot, Zwieback und Dauerwurst
kauen ließ, mit ca. 2 kp.

Nunmehr wurden spezielle Themenkreise abgegrenzt. Die
elektrischen Meßverfahren verdrängten die mechanischen
Apparaturen und ermöglichten eine genauere Untersuchung
der interessierenden Fragen. Es stand nun weniger die
genaue Ermittlung der gesamten Leistung, die die Kau-
muskulatur zu erzeugen vermag, im Vordergrund, sondern
spezielle Komplexe aus der zahnärztlichen Prothetik, der
Werkstoffkunde oder der Kieferorthopädie.

2. Hauptteil

2.1 Übersicht über das Schrifttum

2.1.1 "Historische Übersicht"

1681 stellte der italienische Anatom und Mathematiker BORELLI zum ersten Mal "Kaukraftmessungen" an, indem er über die unteren Molaren bei geöffnetem Mund eine Schlinge legte. Diese band er unter dem Kinn zusammen und befestigte daran ein Gewicht. Er bestimmte damit die Kraft, die notwendig war, den Mund zu schließen. BORELLI fand stark voneinander abweichende Werte zwischen 60 und 250 kp, da außer der Kaumuskulatur auch die gesamte Nackenmuskulatur mitbeansprucht wurde.

1870 führte SAUER ähnliche Messungen durch. Er legte einen Stahlstab auf die unteren Molaren und hängte an diesem unter dem Kinn Gewichte an.

1911 konstruierte BLACK in Amerika nach dem Prinzip der HEISTER'schen Mundsperrre den ersten Gnathodynamometer. Zwei durch eine Feder auseinandergehaltene Platten hielt er zwischen die Zahnreihen und ließ diese zusammendrücken. Als Durchschnittswert wurde eine "Kaukraft" von ca. 80 kp gefunden. BLACK erwähnte in seiner Arbeit das erste Mal die Empfindlichkeit des Parodontiums, die die maximale Kaukraftentwicklung begrenzt.

In demselben Jahr beschrift der Schwede ECKERMANN den umgekehrten Weg, indem er die Kraft zu bestimmen versuchte, die notwendig ist, die geschlossenen Zahnreihen zu öffnen. Er ging dabei von der Annahme aus, daß der Unterkiefer einen

einarmigen Hebel darstellt, an dem die statischen Momente gleich sind. ECKERMANN weist darauf hin, daß unterschiedliche Kaukraftwerte gefunden werden, wenn im Bereich der Inzisivi oder der Molaren gemessen wird.

1911 errechneten sowohl der Anatom FICK als auch GYSI die Kaukraft nach den physiologischen Muskelquerschnitten. Sie erhielten stark voneinander abweichende Werte von 400 kp bzw. 200 kp.

MORELLI aus Ungarn benutzte 1913 für seine "Kaukraftmessungen" einen modifizierten COLLIN'schen Dynamometer. Er führte neben der Bestimmung des "Druckes" auch den Faktor "Zeit" ein (Abb.1).

Seit 1919 arbeitete HABER mit verschiedenen konstruierten Gnathodynamometern (16). Mit seiner dritten Ausführung sind auch Kaukraftmessungen an Molaren möglich (Abb.2). Bei den folgenden Kaukraftmessungen werden erstmals die biomechanischen Zusammenhänge mit berücksichtigt. Alle bisher beschriebenen Verfahren und Messungen wurden extraoral durchgeführt.

1921 stellte SCHÖNWALD (30) als erster intraorale Kaukraftmessungen an. Es gelangte das MARTENS-HEYN'sche Verfahren zur Anwendung, das ähnlich wie die Härteprüfung nach BRINELL den Eindruck einer Stahlkugel als Maß für die Härte zugrundelegt. Während nach BRINELL der Durchmesser des Eindrucks gemessen wird, ist bei MARTENS die Tiefe des Eindrucks ein Maß für die Härte. Bei bekannter Härte des Prüfkörpers kann aus der Eindrucktiefe einer Stahlkugel



Abb. 1 Modifizierter COLLIN'scher Dynamometer

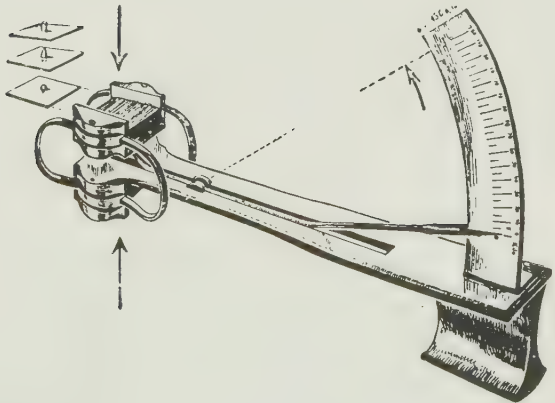


Abb. 2 Dritte Konstruktion des HABER'schen
Dynamometers

auf die Größe der Kaukraft geschlossen werden.

SCHÖNWALD ermittelte bei 10 mm weit voneinander entfernten Zahnreihen ca. 40 kp und bei 20 mm Bißsperre 12 kp.

KÖHLER und ETTLING begründeten 1929 die Notwendigkeit individueller Kaukraftmessungen (34):

1. Festlegen der Größe der Anforderungen, die an die physikalischen Eigenschaften einer Prothese gestellt werden.
2. Prüfung der Valenz der Pfeiler und Feststellung der physiologischen Belastungsgrenzen.
3. Bestimmung der Kaufähigkeit einzelner Zähne.
4. Prüfung des Gesundheitszustandes des Parodontiums.

Die beiden Autoren führten ebenfalls intraorale Messungen nach dem BRINELL-Härteprüfverfahren durch. Es wurde der Durchmesser eines Eindruckes ausgewertet, den eine Stahlkugel unter der Kaukraft in einem Zinnplättchen bekannter Härte hinterließ. Ihre Ergebnisse lagen zwischen 40 kp und 70 kp.

2.1.2 Untersuchungen zur Bestimmung der Kraft der Kaumuskulatur

Die elektrischen Meßverfahren zur Bestimmung der maximalen Kieferschlußkräfte haben den Bemühungen, das Funktionsverhalten von Zahnersatz im Kräftespiel des Kauorgans zu analysieren, neue Möglichkeiten eröffnet.

Den historischen Vorbildern aus der Zeit der mechanischen Meßmethoden entsprechend wurden mit den verfeinerten elektrischen Verfahren fünf besonders interessierende Fragenkomplexe untersucht:

- a) Wie hoch ist das Kaukraftaufnahmevermögen zahnärztlicher Prothesen?

Hierüber wurden Untersuchungen durchgeführt u.a. von UHLIG (37) 1953, der erstmals elektrische Kaukraftmessungen vornimmt. Dabei wurde vom Prinzip der elektrischen Resonanz Gebrauch gemacht. Die Verstimmung eines elektrischen Schwingkreises ist ein Maß für die erzeugte Kieferschlußkraft. UHLIG fand bei seinen zahnbezogenen Meßergebnissen einen Anstieg der Kräfte von den Inzisivi zu den Molaren und in Abhängigkeit vom vertikalen Abstand der Kiefer zueinander. SCHREIBER beschreibt 1957 ein neues Gerät zur Messung und Registrierung von Kieferschlußkräften (32). Er zitiert SCHRÖDER, der erkannte, daß bei Kaukraftmessungen die wirklich vorhandene Kraft der Kaumuskeln, welche sich annähernd aus dem Querschnitt berechnen läßt, gar nicht bestimmbar ist, sondern daß jeder Messung durch die Schmerzschwelle der Wurzelhaut oder der Kieferschleimhaut eine

Grenze gesetzt ist. Der Autor schließt aus seinen Untersuchungen, daß die Kaufunktion des Zahnersatzes durch besondere Abformmethoden und technische Maßnahmen erheblich gesteigert werden kann (34).

Van THIEL untersucht das Verhalten der herausnehmbaren Teilprothese im Funktionsgeschehen (38). Seine Kaufunktionsprüfungen und Kaukraftmessungen sollen Aufschluß geben, welche Leistungen mit bestimmten Zahnersatzformen zustandekommen, bzw. wie groß die auf das Prothesenlager übertragenen Kräfte sind. Die Prothesenzahnreihen werden in Okklusionskontakt gebracht, um die Kaukraftgrößen während der nahezu normalen Kaufähigkeit zu bestimmen.

WINDECKER konstruiert 1964 eine eigenstabile Kaukraftmeßdose (40). Es wird das durchschnittliche Kaukraftaufnahmevermögen von Prothesen untersucht. WINDECKER findet bei der schleimhautgetragenen Prothese eine um $1/3$ höhere Belastung des Tegumentes als beim teilweise abgestützten Zahnersatz (40).

b) Wie hoch ist die zur Nahrungszerkleinerung erforderliche Kraft?

Hierüber berichteten ROHRBACH und EICHNER 1958, die erstmals Messungen der Kräfte beim Kaugang mit Widerstandsmessdosen von Molarengroße ohne Behinderung der Okklusion und Artikulation (4) durchführten. Weitere Ergebnisse und Beobachtungen veröffentlichte EICHNER (6) 1963 und 1964. Der Autor definiert die Kenngrößen beim Kauen und macht klinische Beobachtungen aufgrund von elektronisch aufgezeichneten Kaugängen, die die Zahl der Kaubewegungen,

die Dauer der Kauvorgänge, Schluckbewegungen, Haftkräfte, Orientierungsbewegungen, Hack- und Mahlbewegungen, Kauzonen sowie die Wirkung verschiedener Nahrungsmittel auf die Kaukraft und die Kaubewegung betreffen.

c) Weiterhin wurde das Elastizitätsverhalten von Prothesenwerkstoffen unter der Einwirkung der Kaukraft geprüft.

Van THIEL und STEIGER (38) führten 1957 Prüfungen der Durchbiegefähigkeit verschiedener Prothesenformen durch. Ihre Untersuchungen zeigen den Einfluß, den die Prothesenbasisgestaltungen, auch abhängig vom Werkstoff, auf das Prothesenlager haben, insbesondere dann, wenn sie ohne Abstützung eingegliedert werden, weil sie sich durchbiegen. Zu diesen klassischen Untersuchungsmethoden sind aufgrund der durch die elektrischen Meßverfahren eröffneten Möglichkeiten neu hinzugekommen:

d) Messung der unter Zahnersatz an der Schleimhaut wirksam werdenden Kraftkomponenten.

Diesen Komplex untersuchte u.a. KÖRBER, E. 1961 mit seinen Untersuchungen über das Kauzentrum und den Belastungsausgleich bei Prothesen (24). KÖRBER definiert das Kauzentrum einer Prothese als "Ort der größten Kraftentfaltung" zwischen den Antagonisten, an dem die Prothese ohne Gefährdung für ihre Stabilität optimal belastet werden kann. Bei der Totalprothese liegen die Kauzentren in der Gegend des zweiten Prämolaren und des ersten Molaren beiderseits. Der Autor fand bei seinen Messungen mit einem kapazitiven Druckgeber, unter dem Kauzentrum einer Oberkieferprothese eingebaut,

Werte von 1 bis 2 kp/cm^2 bei normalem Kauen. Die Belastung der Balanceseite betrug ca. $1/5$ der der Arbeitsseite. Bei der partiellen Prothese im Unterkiefer betrug die Belastung des Tegumentes ca. 1 bis 4 kp/cm^2 . KÖRBER schließt aus den Messungen, ob eine Prothesenkonstruktion günstig oder ungünstig für die Wiederherstellung des Kauorgans gewählt worden ist.

ROSSBACH (29) stellte vergleichende Untersuchungen über den Einfluß der Kaukräfte auf das Prothesenlager bei verschiedenen Zahnformen an. Bei der ersten Versuchsgruppe - totaler Zahnersatz mit Höckerzähnen - trat am unteren Prothesenlager während der Laterotrusion auf der Arbeitsseite eine Belastung auf, die um 40 bis 60 % größer als auf der Balanceseite war. An der oralen Schrägfläche auf der Arbeitsseite wuchs die Belastung nicht an. Auf der Balanceseite an den oralen Schrägflächen nahm die Belastung gegenüber dem Ausgangswert zu. Aufgrund dieser Belastungsverhältnisse kann bei der Laterotrusion eine Verschiebung der unteren Prothese auf dem Prothesenlager angenommen werden, die sich an den oralen Schrägflächen auf der Arbeitsseite als Entlastung und auf der Balanceseite als Belastung auswirkt. ROSSBACH fand bei der Untersuchung der zweiten Versuchsgruppe - totaler Zahnersatz mit höckerlosen Seitenzähnen - wie bereits EICHNER (3), FABER (8), FEHR (9) und KÜHL (26), daß die kalottenförmige Anordnung höckerloser Seitenzähne eine gleichmäßigere Belastung des Prothesenlagers zuläßt. Die Belastungswerte über dem Alveo-

larkamm auf der Arbeitsseite steigen um ca. 10 % gegenüber der Balanceseite an, während an den oralen Schrägflächen nur geringfügige Belastungsverhältnisse auftreten. ROSSBACH sieht in der Aufstellung höckerloser Seitenzähne eine zusätzliche Möglichkeit, den totalen Zahnersatz im Funktionsgeschehen des Kausystems zu stabilisieren.

e) Auch auf anderen Fachgebieten der Zahnmedizin fanden elektrische Messungen der Kieferschlußkräfte Anwendung. SPEER (35) unternahm 1960 den Versuch, über elektrische "Kaukraftmessungen" die Eingewöhnungszeit von Oberkiefer- und Unterkieferprothesen zu bestimmen. Im Oberkiefer wird nach ca. vier Wochen und im Unterkiefer nach ca. sechs Wochen die maximale Kauleistung erreicht.

SCHREIBER fand eine Zunahme der Belastbarkeit der Prothese unter der allmählichen Ausheilung des Prothesenlagers innerhalb von achtzig Tagen nach vorausgegangenen chirurgischen Eingriffen (31).

Es wurden vor allem Untersuchungen durchgeführt, ob mit Hilfe von Messungen der Kieferschlußkräfte die Kieferrelation zu bestimmen ist.

Unter dem Begriff "Bestimmung der Kieferrelation" werden alle Maßnahmen zusammengefaßt, die der dreidimensionalen Festlegung der Unterkieferposition gegenüber dem Oberkiefer dienen (27).

Hierbei sind zu unterscheiden:

1. die Bestimmung der vertikalen Beziehung des Unterkiefers zum Oberkiefer (Bißhöhe) und
2. die Festlegung der horizontalen Kieferrelation.

Zu 1: Methoden zur Festlegung der vertikalen Kieferrelation.

McGRANE (15) stellte durch Untersuchungen fest, daß der Abstand der Umschlagfalten voneinander durchschnittlich 40 mm beträgt und legte so die Höhe der Oberkieferbißschablone auf 22 mm und die der Unterkieferbißschablone auf 18 mm fest.

Andere Autoren, z.B. FEHR, gingen von der normalen Physiognomie aus (9) oder benutzten die Aussprache bestimmter Buchstaben bzw. Wörter für die Festlegung der Kieferrelation (17).

Heute wird in den meisten Fällen die Unterkieferabstandhaltung als Referenzlage für die Bestimmung der vertikalen Kieferrelation herangezogen. NISWONGER (17) stellte hierüber erstmals Untersuchungen an.

Klinisch konnte von HUPFAUF (22) gezeigt werden, daß eine Ruheschwebe des Unterkiefers auch im zahnlosen Kiefersystem erhalten bleibt und sich nur unwesentlich verändert.

Die Bißhöhe wird definiert als die in Ruheschwebe gemessene Distanz zwischen Ober- und Unterkiefer abzüglich des Interokklusalabstandes. Dieser beträgt im normalen Gebiß 1 bis 3 mm.

HRONATKA (21) benutzt als Ausgangsbasis für die Bestimmung der Kieferrelation den Schluckakt. Dieser zählt zu den bedingten Reflexen und ist nur mit abgestütztem Unterkiefer möglich. Der Unterkiefer nimmt in diesem Augenblick die Position der habituellen Okklusion ein.

Zu 2: Methoden zur Festlegung der horizontalen Kieferrelation.

Für die Bestimmung der horizontalen Kieferrelation können grundsätzlich zwei Methoden angewendet werden:

- a) die extraorale BiBregistrierung nach GYSI und
- b) die intraoralen Methoden oder die funktionelle Bestimmung der horizontalen Kieferrelation.

Zu a: GYSI stellte als erster fest, daß die Lateralbewegung der Mandibula auf der Horizontalebene zur Aufzeichnung des sogenannten gotischen Bogens führt. Der Patient zeichnet durch Seitwärtsbewegungen einen Winkel von ungefähr 120° auf, dessen Scheitel die Schlußbißlage anzeigt. Dieser Annahme widerspricht SPRING, der in eigenen Untersuchungen fand, daß die normale, ohne abnorme Muskelspannung vor sich gehende Schließbewegung den Unterkiefer in eine Position bringt, die von der nach GYSI registrierten mesial liegt (36). Der Autor erhielt ein umgrenztes Streufeld von Meßpunkten.

Zu b: Die Methode der extraoralen Unterkieferlage-Registrierungen wurde von McGRANE (15) entscheidend verbessert. Er verlegte den Schreibstift, der an der Oberkieferschablone befestigt ist, in das Zentrum des Gaumengewölbes. Dieser Stift trifft auf eine Metallplatte, die auf der unteren Bißplatte ruht.

Andere Verfahren zur funktionellen Bestimmung der horizontalen Kieferrelation wurden von WALKHOFF mit einer Wachskugel, von GROSS mit einem Reißnagel oder von KEMENY mit

zwei Metallplättchen (23) vorgenommen.

HRONATKA (19,20) versuchte durch den Schluckakt die richtige Lagebeziehung der beiden Kiefer zueinander zu finden.

KÖRBER, E. und HILTEBRANDT entwickelten die Methode der Muskelresultanten (25). Sie forderten die Patienten auf, Adduktionsbewegungen mit dem Unterkiefer auszuführen. Es wurde ein begrenztes Areal markiert, das sie als Trefferfeld definierten.

Auch GERBER (13) registriert den sogenannten gotischen Bogen auf intraoralem Wege. Der zentrale Stützstift zeichnet auf der unteren Registrierplatte den Symphysenwinkel durch laterale und anterior-posteriore Bewegungen des Unterkiefers auf. Führt der Patient beim Registrieren rasche Öffnungs- und Schließbewegungen aus, wird dabei eine Zone gekennzeichnet, die dem Trefferfeld identisch ist.

GAUSCH (12) versucht, die gelenkbezügliche zentrale Relation des Unterkiefers mit Hilfe des zentralen Stützstiftes festzulegen, da nach seiner Ansicht die Relationsbestimmung in der Horizontal- und Vertikalebene durch die Anwendung der herkömmlichen Wachswälle ungünstig beeinflusst wird. Der Autor gibt an, mit dieser Methode eine Selbstzentrierung der Kiefergelenke zu erreichen, weil der Unterkiefer nur über den zentralen Stützstift am Oberkiefer abgestützt ist und die Kiefergelenkköpfe sich so ohne jede Führung oder Druck zwanglos einstellen können. BOOS (1) und BOUCHER (2) arbeiteten an dem Fragenkomplex, inwieweit die maximale Kieferschlußkraft zur Registrierung der vertikalen Dimension

ausgewertet werden kann und in welcher Ebene diese Kraft die maximalen Werte annimmt. In der Meßanordnung von BOOS (1) gelangten mechanische Systeme zur Anwendung. Die Verformung einer Feder stellte ein Maß für die erzeugte Kraft der Kaumuskeln in Abhängigkeit von der vertikalen Dimension dar. Ihre Werte wurden auf der Skala eines Dynamometers durch einen Zeiger zur Darstellung gebracht (Abb. 3 und 4). BOOS kam bei seinen Untersuchungen zu dem Ergebnis, daß der Proband die maximale Kieferschlußkraft dann erzeugt, wenn sich die Zähne gerade in der habituellen Okklusion berühren. Er ging bei seiner Annahme von der Voraussetzung aus, daß die Kaumuskeln in ihren Ursprungs- und Ansatzpunkten genau um diese Distanz voneinander entfernt sein müssen, damit sie ihre größte Kraft entwickeln können. Aus der Vielzahl der beschriebenen Methoden und Untersuchungen zur funktionellen Bestimmung der vertikalen und horizontalen Kieferrelation ist erkennbar, welche Schwierigkeiten sich bei ihrer exakten Festlegung ergeben und welche unterschiedlichen Ergebnisse gefunden wurden.



Abb. 3 Bimeter-Dynamometer nach BOOS



Abb. 4 Dynamometer auf Unterkiefer-Bißschablone
befestigt

2.2 Eigene Untersuchungen

2.2.1 Methode

Aufgabe der vorliegenden Arbeit wird es sein, die maximalen Kieferschlußkräfte an 22 zahnlosen Patienten in Abhängigkeit von der vertikalen und horizontalen Lagebeziehung des Unterkiefers zum Oberkiefer zu messen.

Es wird untersucht, ob mit dieser Methode die dreidimensionale Festlegung der Unterkieferposition gegenüber dem Oberkiefer möglich ist.

Es wird außerdem der Versuch unternommen, festzustellen, inwieweit die nach den klassischen Methoden gewonnene Unterkieferabstandhaltung mit den gefundenen Meßergebnissen übereinstimmt.

Bei den durchgeführten Untersuchungen wurden die trägen mechanischen Systeme von BOOS durch elektronische Bauelemente ersetzt. Diese zeichnen sich durch hohe Präzision aus und beeinträchtigen infolge ihrer geringen Abmessungen kaum den Funktionsraum der Zunge. Sie lassen fast den Kontakt der Alveolarfortsätze, der bei den Untersuchungen von UHLIG (37) nicht möglich war, zu.

Mit Hilfe von elektronischen Registriergeräten ist eine unmittelbare und kontinuierliche Aufzeichnung der Meßergebnisse möglich, so daß Ablesefehler und Ungenauigkeiten bei der erforderlichen raschen Notierung sehr klein gehalten werden können.

2.2.2 Prüfklima

Eine weitestgehende Reproduzierbarkeit der Meßdaten wurde durch Ausführung der Messungen in einem Klimaraum bei $t = 23 \pm 1^\circ \text{C}$ und einer relativen Feuchte von $50 \pm 3 \%$ zu erreichen versucht. Temperatur und Feuchtigkeit sind von einem Thermohydrographen aufgezeichnet worden.

Die Temperatur der Atemluft des Probanden wurde als konstanter Parameter angenommen.

Die Berücksichtigung der konstanten Temperatur ist wegen der verwendeten Halbrückenschaltung nach WHEATSTONE, die nicht temperaturstabilisiert werden kann, wichtig. Hieraus könnten Verfälschungen der Meßwerte resultieren.

2.2.3 Versuchsaufbau

2.2.3.1 Meßaufnehmer

Als Meßaufnehmer für die Untersuchungen wurde eine Kraftmeßdose der Firma WAZAU, Berlin, mit den Abmessungen $\varnothing = 4 \text{ mm}$ und $h = 2,7 \text{ mm}$ verwendet.

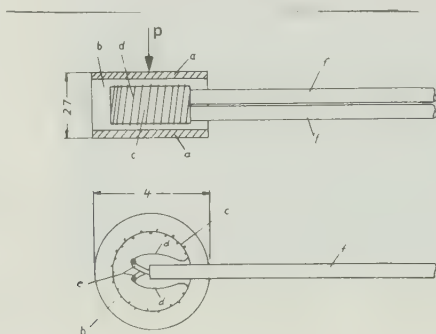


Abb. 5 Kaukraft- Meßdose

Den prinzipiellen Aufbau einer Kaukraft-Meßdose zeigt Abb. 5. Zwischen zwei Druckplatten (a) aus Stahl befindet sich ein mit ihnen fest verbundener, massiver Federkörper (b) aus Kunststoff. Der Federkörper b umschließt allseits einen Spulenkörper (c), der eine fortlaufende Wicklung eines dünnen Widerstandsdrahtes (d) trägt. Die Enden des Widerstandsdrahtes d sind an die Seelen (e) zweier kunststoffisolierter Leitungen (f) angelötet, die ebenfalls fest von dem Federkörper b umschlossen werden. Wirkt nun eine Kraft P auf die obere Druckplatte a, so wird der Federkörper b in Kraftrichtung gestaucht und verformt dabei den Widerstandsdraht d in gleicher Weise. Dieser Effekt bewirkt eine absolute Widerstandsänderung des Widerstandsdrahtes d, die proportional der Stauchung des Federkörpers b und der Kraft P ist.

2.2.3.2 Aufnahmevorrichtung für den Meßkörper

Vom Autor wurde in Zusammenarbeit mit der Firma Dr. THIEDIG & Co, Berlin, eine Aufnahmevorrichtung für die Kraftmeßdose entwickelt und gefertigt (Abb. 6).

Es wurden drei wesentliche Forderungen an die Konstruktion gestellt:

1. Die Apparatur sollte möglichst geringe Abmessungen besitzen, um den Funktionsraum der Zunge nicht einzuschränken und somit das Fremdkörpergefühl für den Probanden auf ein Minimum zu reduzieren.
2. Die Höhenverstellung der Meßdose muß von extraoral und kontinuierlich möglich sein. Bei den Messungen sollten be-

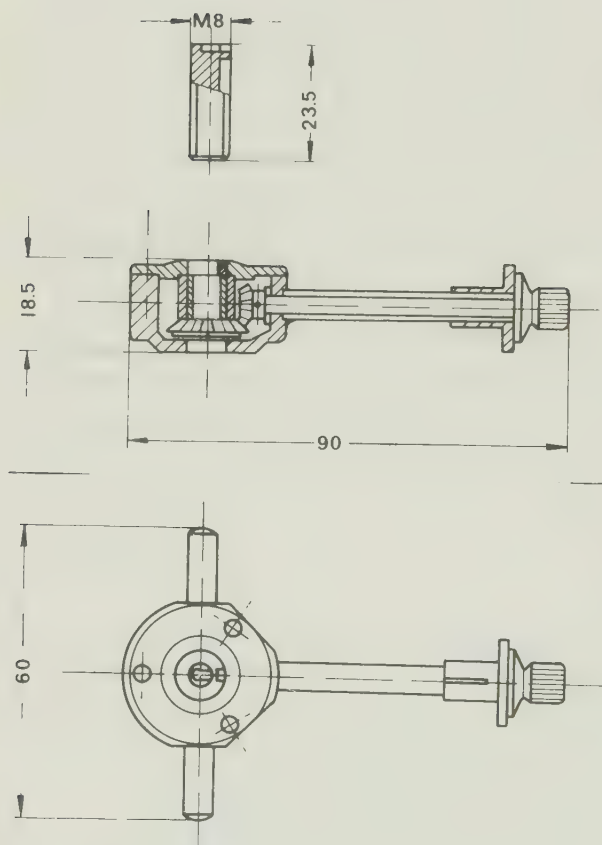


Abb. 6 Aufnahmevorrichtung für den Meßkörper

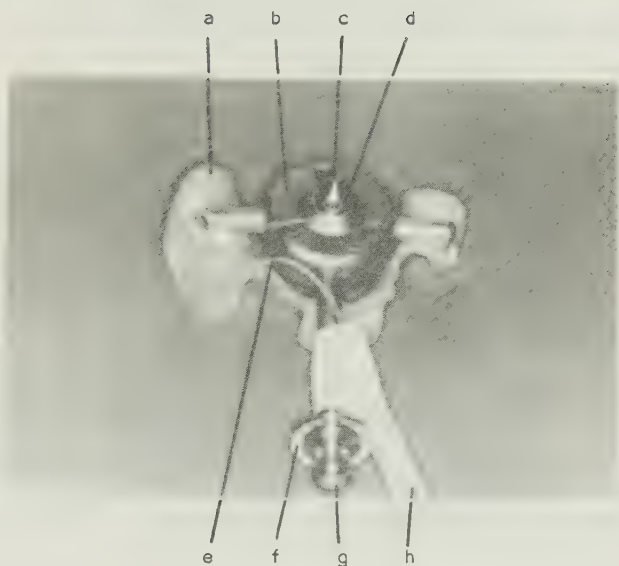


Abb. 7 Meßaufnehmerapparatur mit Meßkörper an
Unferkieferbasis montiert

- a Unterkieferprothesenbasis
- b Meßaufnehmerapparatur
- c aufgesetzter Metallkegel
- d Meßkörper
- e Zuleitung
- f Skala für Höhenverstellung
- g Rändelschraube zur Höhenverstellung
- h Zuleitung zum Trägerfrequenzmeßverstärker

liebige Einstellungen vorgenommen werden können, ohne die gesamte Apparatur jedesmal aus dem Munde des Patienten herausnehmen zu müssen.

3. Die Aufnahmevorrichtung für den Meßkörper muß eine ausreichende Eigenstabilität besitzen, damit unter der Einwirkung der Kieferschlußkraft keine meßbare Verformung auftritt, die zu einer Verfälschung der Meßwerte führen würde.

Wie sich bei den Versuchsreihen herausstellte, erfüllte die Apparatur diese Anforderungen.

Als Werkstoff wurde ein nichtrostender Werkzeugstahl CrNiMo 188 verwendet. Mittels einer Rändelschraube erfolgte die Verstellung über ein Kegelradgetriebe, dessen Übersetzung derart berechnet wurde, daß eine Umdrehung 0,5 mm Hub erzeugt (Abb. 7).

2.2.3.3 Anschluß des Meßkörpers an den Trägerfrequenzmeßverstärker

Der Widerstand des Meßkörpers wird mit einem Vergleichswiderstand zu einer Halbbrücke zusammengeschaltet und an einen Trägerfrequenzmeßverstärker angeschlossen (Abb. 8). Dieses Gerät ist in Verbindung mit der Kraftmeßdose in besonderer Weise dazu geeignet, mechanische Größen, wie Kräfte und Drucke, mit Hilfe von Elektronenstrahloszillografen oder Schreibgeräten in ihrem zeitlichen Verlauf zu registrieren. Die prinzipielle Wirkungsweise besteht darin, daß eine Trägerfrequenz, bei diesem Gerät von 5 kHz, in einem synchronisierbaren Präzisionsoszillator erzeugt und dem Meßaufnehmer zugeführt wird. Die Aufnehmersignalspannung, die aus der

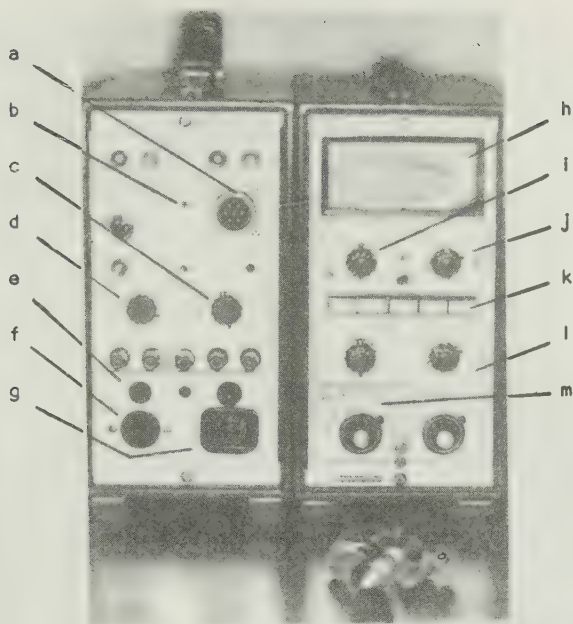


Abb. 8 Trägerfrequenzmeßverstärker: links Rückseite, rechts Vorderseite

- a Aufnehmeranschluß
- b Brückenwahlschalter
- c Schleifenanpassung
- d Schalter "Schleifenstrom"
- e Sicherung
- f Anschlußdose 12 V-Betrieb
- g Anschlußdose 220 V-Betrieb
- h Anzeigeeinstrument
- i Meßbereich B
- j Brückenfaktor "E"
- k Betriebsartentastatur
- l Abgleichfeld "0"
- m Abgleichfeld "90°"

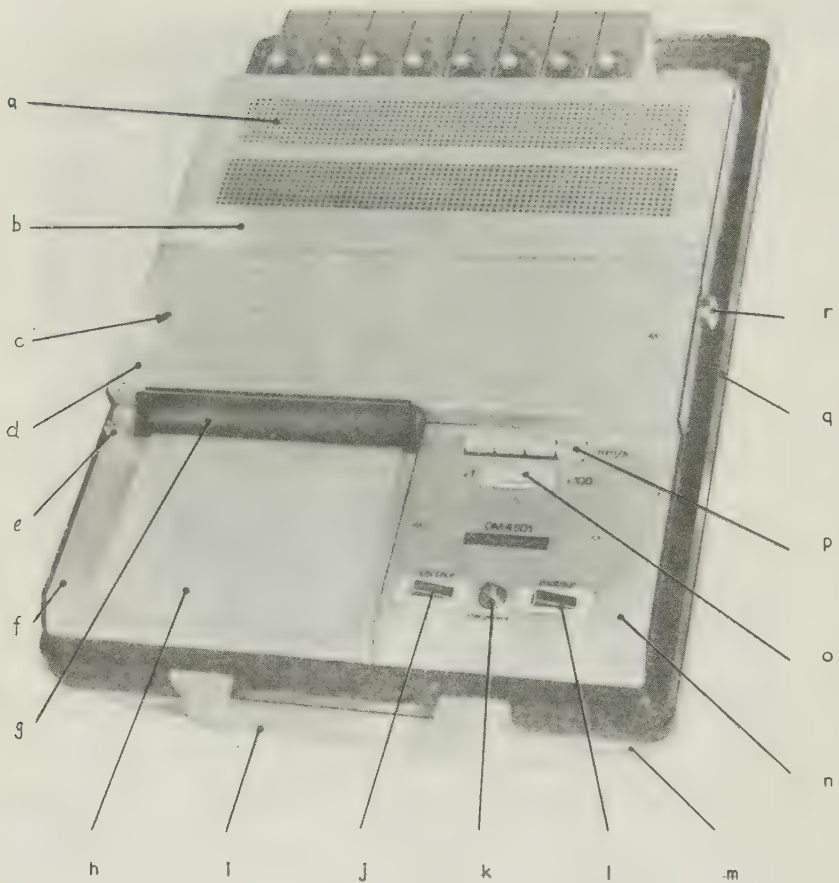


Abb. 9 Tragbares UV-Registriergerät

- a Ventilationsöffnungen
- b Klappe für Lampen und Galvanometer
- c Befestigungsschrauben
- d Gehäusedeckel
- e Öffnungsknopf für Klappe
- f Klappe für Papierfach
- g Blickfenster
- h Registrierstreifen
- i Tragegriff
- j Hauptschalter
- k Sicherung
- l Motorstartschalter
- m Gehäuseunterteil
- n Schalttafel
- o Umschalter für Papiertransport
- p Tasten für vier Papiergeschwindigkeiten

Verstimmung der Halbbrücke resultiert, wird durch einen Trägerfrequenzmeßverstärker ausreichend verstärkt und anschließend einem Demodulator zugeführt, welcher die Trägerfrequenzmeßspannung wieder in ein dem Meßwert möglichst genau proportionales Signal zurückführt. Dieses Signal gelangt einmal auf einem geräteinternen Voltmeter zur Anzeige und wird zum anderen auf ein UV-Registriergerät gegeben (Abb. 9).

2.2.3.4 Aufzeichnung der Meßwerte

Das verwendete tragbare UV-Registriergerät ist für die gleichzeitige Aufzeichnung von acht Parametern im kartesischen Koordinatensystem auf tageslichtempfindlichem Papier geeignet. Als eigentliche Lichtquellen dienen Quecksilberdampf-Hochdrucklampen. Der Verlauf des punktförmigen Lichtzeigers der Lampen wird auf einer Emulsionsschicht, die gegen ultraviolette Strahlen empfindlich ist, registriert. Nach der Belichtung durch das Tageslicht erscheinen die Aufzeichnungen auf dem Papierstreifen ohne weitere chemische Entwicklungsverfahren. Die Abb. 10 gibt den Ausschnitt eines Originalmeßstreifens wieder.

2.2.3.5 Auswahl der Probanden

Für die Messungen stellten sich Probanden zur Verfügung, die in der Abteilung für klinische Prothetik an der Poliklinik und Klinik für Zahn-, Mund- und Kieferheilkunde der Freien Universität Berlin mit totalem Zahnersatz in beiden Kiefern versorgt worden sind. Eine besondere Auswahl nach Alter, Geschlecht und Beschaffenheit der Kieferkämme erfolgte nicht.

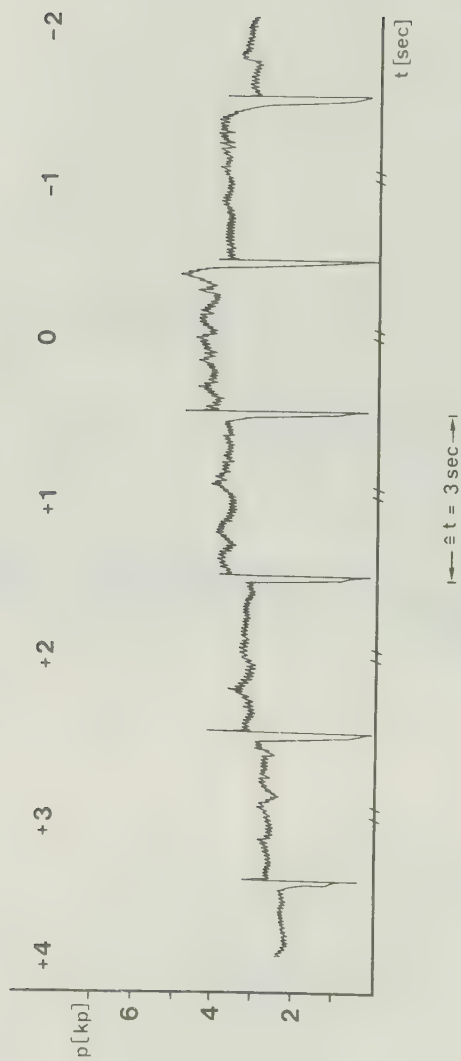


Abb. 10 Ausschnitte aus einem Originalregistrierstreifen
des Probanden 1 in habitueller Okklusion

Die Patienten waren sowohl physisch als auch psychisch gesund und zur aktiven Mitarbeit bereit.

Voraussetzung bei der Auswahl der Probanden war jedoch der Verlust des antagonistischen Kontaktes in allen vier Stützzonen - Klasse C nach EICHNER (7).

In der Anamnese wurden die Patienten befragt, ob in letzter Zeit Extraktionen oder andere chirurgische Eingriffe zur Verbesserung des Prothesenlagers durchgeführt worden waren.

Es wurden nur solche Patienten bei den Messungen berücksichtigt, bei denen chirurgische Eingriffe mindestens drei Monate zurücklagen.

Bei der weiteren Befragung gaben fünf Probanden an, sie seien mit dem Zahnersatz sehr zufrieden, fünfzehn Probanden waren zufrieden und zwei waren nicht zufrieden. Die Tabelle 'Probandengut' zeigt, wie oft die untersuchten Patienten bereits mit totalem Zahnersatz versorgt worden sind.

2.2.3.6 Herstellung der Prothesenbasen

Um die Montage der Aufnahmevorrichtung für die Kraftmeßdose vornehmen zu können, waren Prothesenbasen aus Kunststoff notwendig. Sie wurden nach Situationsabformung und anschließender Funktionsabformung beider Kiefer gefertigt. Die Herstellung der Prothesenbasen erfolgte sehr exakt, damit keine Fehler auftraten, die zu einer Beeinflussung der Meßergebnisse führen. Den Probanden wurden die Prothesenbasen eingepaßt und mit der Bitte ausgehändigt, diese möglichst nachts zu tragen. Auf diese Weise sollten Druckstellen erkannt und beseitigt werden.

Nr.	Name d. Probanden	Geb. Datum	Geschlecht	Erstversorgung m. TO TU	Anz. d. Versorg. m. TO TU	Beurteilung des ZE
1.	Niehus, Elise	30.09.1893	w.	1956	3	+
2.	Dückert, Ulrich	30.08.1894	m.	1962	2	+
3.	Müller, Kurt	28.10.1901	m.	1970	2	+
4.	Reese, Agnes	20.12.1902	w.	1964	2	++
5.	Precht, Alfred	19.09.1905	m.	1968	2	+
6.	Pirschel, Charl.	24.02.1906	w.	1961	2	+
7.	Tank, Fritz	19.03.1907	m.	1964	2	+
8.	Nossol, Klara	25.08.1909	w.	1967	3	+
9.	Willert, Alfred	15.10.1909	m.	1954	2	+
10.	Schilling, Emma	03.02.1910	w.	1970	2	+
11.	Gondolf, Franz	22.09.1911	m.	1959	2	++
12.	Iniemke, Willi	11.12.1911	m.	1971	3	-
13.	Röhr, Herbert	24.01.1912	m.	1968	2	+
14.	Schulze, Gerhard	28.05.1912	m.	1966	2	+
15.	Hoppe, Theodor	14.11.1913	m.	1969	1	++
16.	Konowski, Ruth	12.12.1914	w.	1962	3	-
17.	Langenbeck, Walter	12.02.1915	m.	1969	2	+
18.	Urban, Magda	02.07.1917	w.	1967	2	++
19.	Zochert, Helene	07.08.1918	w.	1974	1	+
20.	Rosenau, Reinhold	24.11.1922	m.	1970	2	+
21.	Westmann, Irmgard	26.10.1926	w.	1968	2	+
22.	Friedrichsen, Erw.	17.03.1938	m.	1972	1	++

++ sehr zufrieden
+ zufrieden
- nicht zufrieden

Tabelle 1 Untersuchte Probanden

2.2.3.7 Befestigung der Aufnahmevorrichtung und der Gegendruckplatte an den Prothesenkörpern

Die Befestigung der Aufnahmevorrichtung an der unteren Prothesenbasis erfolgte in der Mitte gegenüber dem Gaumengewölbe mittels kaltpolymerisierenden Kunststoffes (Abb. 11). Zur Anbringung der Gegendruckplatte, die senkrecht zur Krafteinwirkung an der Oberkieferbasis montiert sein mußte, wurde die Platte zunächst auf dem verstellbaren Teller der Aufnahmevorrichtung angewachst. Nachdem die Gegendruckplatte mit einem Kaltpolymerisat beschichtet worden war, wurde der Proband aufgefordert, den Mund vorsichtig zu schließen und beim Kontakt mit der Oberkieferprothesenbasis in dieser Position bis zum Aushärten des Kunststoffes zu verweilen (Abb. 11).

2.2.4 Eichung der Meßanordnung

Vor Beginn der Messungen ist, wie bei Trägerfrequenzmeßverstärkern üblich, ein zweikomponentiger Nullabgleich (0° und 90°) erforderlich. Beendet ist der Nullabgleich, wenn im größten Empfindlichkeitsbereich ($B=10 \text{ ym/m}$ und $E=1$) der Zeiger des geräteinternen Anzeigeeinstrumentes auch beim Drücken der 90° -Taste auf Null steht.

Um nicht nur relative, sondern auch absolute Werte der Größe der Kieferschlußkraft zu erhalten, ist zusätzlich eine Eichung der Meßanordnung vorgenommen worden.

Nach dem oben beschriebenen Nullabgleich wurde der Meßaufnehmer mit definierten Kräften, jeweils um $0,5 \text{ kp}$ steigend, belastet. Die Werte des Anzeigeeinstrumentes wurden notiert

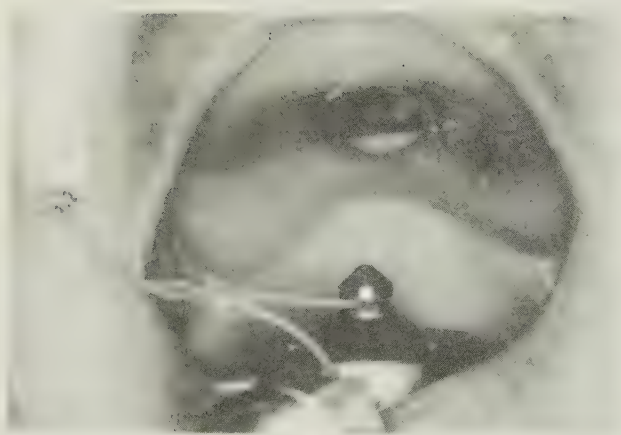


Abb. 11 Meßaufnehmerapparatur mit Meßkörper
sowie Oberkieferbasis mit Gegendruck-
platte in situ

und in den Eichkurven dargestellt (Diagramm-Nr. 1). Die Meßungenauigkeit der gesamten Meßeinrichtung dürfte bei maximal $\pm 1\%$, bezogen auf eine Kieferschlußkraft von ca. 5 kp, liegen.

Das Schema der gesamten Meßeinrichtung zeigt Abb. 12.

2.2.5 Versuchsdurchführung

Da die Patienten bereits mit totalem Zahnersatz im Oberkiefer und Unterkiefer versorgt waren, konnte diese Relationsbestimmung als Ausgangsbasis für die Messungen übernommen werden.

Die durch den Zahnersatz vorgegebene Unterkiefer-Abstandhaltung in habitueller Okklusion wurde auf die Meßanordnung übertragen. Nach Aufforderung des Probanden, die Zahnreihen in habitueller Okklusion in Kontakt zu bringen, wurde der Subnasalpunkt und ein Kinnpunkt mit einem Farbstift markiert und die Strecke zwischen den beiden Punkten gemessen.

Der Proband nahm seinen Zahnersatz aus dem Munde und setzte die Unterkieferbasis mit der Meßapparatur sowie die Oberkieferbasis mit der Gegendruckplatte ein. Nun wurde die Rändelschraube eingestellt, bis die zuvor gemessene Distanz wiedergefunden war. Diese Situation wird als Null- oder Bezugsebene definiert.

Die Messungen wurden in vertikalen Abständen von 1 mm durchgeführt, d.h. durch zweimaliges Drehen der Rändelschraube erfolgte eine Sperrung bzw. Absenkung der Kiefer zueinander um jeweils 1 mm. In jedem eingestellten Abstand biß der Pro-

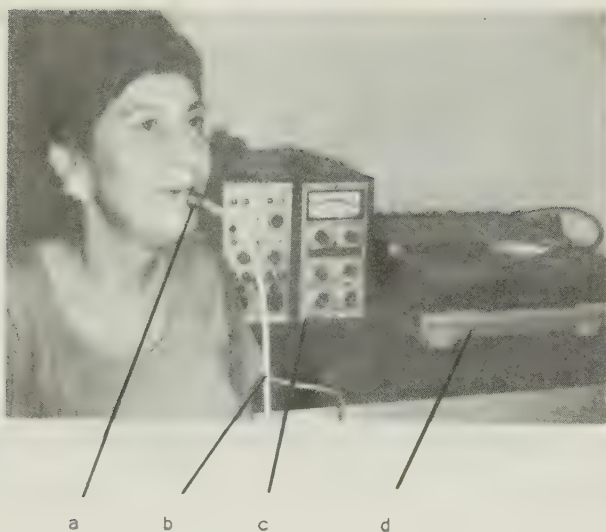


Abb. 12 Darstellung der gesamten Meßapparatur

- a Meßkörperaufnahmevorrichtung mit
extraoraler Höhenverstellung
- b Zuleitungen
- c Trägerfrequenzmeßverstärker
links Rückseite, rechts Vorderseite
- d tragbares UV-Registriergerät

band nach Aufforderung in der habituellen Relation, einer geraden, linken und rechten Protrusionsbewegung des Unterkiefers maximal zu und hielt diese Kraft ca. drei Sekunden. Während dieser Zeit lief das Registriergerät.

Die Kraftmeßdose wurde bis zu 6 mm A (0 bis +6) hochgedreht. Zur Feststellung einer eventuellen Hysterese wurden die Meßpunkte in umgekehrter Reihenfolge B (+6 bis 0) durchlaufen. Nach Erreichen der Nullebene erfolgten die Messungen im "negativen Bereich", d.h. die Kiefer wurden unter den vorgefundenen Abstand in habitueller Relation über die Kraftmeßdose in Kontakt B (0 bis -3) gebracht.

Die Meßreihe endete schließlich wieder an der vorgegebenen Unterkiefer-Abstandhaltung in habitueller Okklusion A(-3 bis 0).

2.2.6 Versuchsergebnisse

2.2.6.1 Bestimmung der Meßergebnisse

Die elektronischen Messungen der Kieferschlußkraft erfolgten an insgesamt 22 Probanden - 13 männlichen und 9 weiblichen - und wurden jeweils dreimal in wöchentlichen Abständen durchgeführt. Es schloß sich die numerische Auswertung der Registrierstreifen an.

Die entsprechenden Skalenteile bzw. Meßwerte auf den Papierstreifen in habitueller Relation, sowie bei geraden und seitlichen Protrusionsbewegungen des Unterkiefers aller drei Messungen gelangten zur Summation und arithmetischen Mittelwertbildung $\frac{A_1+B_1+A_2+B_2+A_3+B_3}{6}$.

6

Die "A"-Werte in den linken Spalten 2, 3, 4 und 5 der Tabellen 6 bis 27 repräsentieren die Werte, die durch das Hochdrehen und die "B"-Werte in den mittleren Spalten 2, 3, 4 und 5, die durch das Herabdrehen des Meßkörpers registriert wurden. Die Indizes geben die Nummer der Meßreihe von 1 bis 3 an. In der dritten Spalte der Tabellen 6 bis 27 sind die errechneten Mittelwerte eingetragen worden. Mit Hilfe des sich aus der mittleren Eichkurve ergebenden Steigungsfaktors $a = 15,57$ (Diagramm 1) sind diese Mittelwerte in Kilopond umgerechnet worden und erscheinen rechts in den Spalten 2, 3, 4 und 5 der Tabellen 6 bis 27.

Bei dem Vergleich der Meßwerte ist als Hauptmerkmal zu erkennen, daß die Größe der Kieferschlußkraft bei allen 22 Patienten in erster Linie von der Unterkiefer-Abstandhaltung

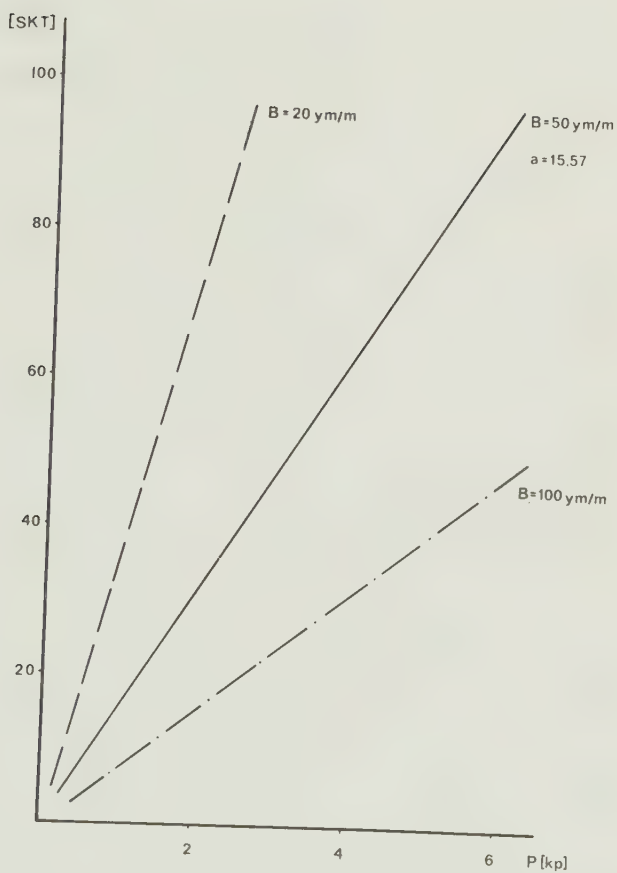


Diagramm 1

abhängig ist. Die maximalen Werte der Kraft wurden stets auf der vorgewählten Bezugsebene, die von dem totalen Zahnersatz auf die Meßanordnung übertragen wurde, bzw. einen Millimeter oberhalb dieses vertikalen Abstandes gefunden. Die Meßwerte aller Probanden bis auf einen fallen kontinuierlich ab, je weiter diese vorgewählte Nullebene über- bzw. unterschritten wurde. Eine Ausnahme zeigen die Aufzeichnungen des ersten Probanden in der habituellen Relation. Es wurden zwei Maximalwerte auf den Ebenen gefunden, die jeweils einen Millimeter oberhalb und unterhalb der Nullebene liegen. Die weitere Auswertung der Tabellen zeigt deutlich die Abhängigkeit der Meßwerte von der horizontalen Lagebeziehung des Unterkiefers zum Oberkiefer. Die Probanden erzeugten die höchsten Werte der Kieferschlußkraft in der habituellen Relation. In dieser Position des Unterkiefers können sich die Kaumuskeln in einem harmonischen Wirkungsgefüge symmetrisch kontrahieren. Bei der geraden Protrusionsbewegung, in der die Kaumuskulatur ebenfalls symmetrisch beansprucht wird, konnten im Durchschnitt die zweitgrößten Werte gefunden werden. Die Untersuchungen ergaben bei den Lateralbewegungen des Unterkiefers weiter abfallende Kräfte, die in der asymmetrischen Belastung der Kaumuskulatur ihre Ursache haben könnten.

Als drittes Ergebnis lassen die Meßwerte der Kieferschlußkraft eine Abhängigkeit vom Alter der Probanden erkennen. Diese Tatsache zeigen die Werte des 38jährigen Patienten in Tabelle 6, der die größten und die Werte der 83jährigen

Probandin in Tabelle 27, die die kleinsten Kieferschlußkräfte erzielte, besonders charakteristisch. Die Überprüfung der übrigen Meßwerte in Abhängigkeit vom Alter bestätigt die Tendenz im wesentlichen.

Im Anschluß an die numerische Auswertung der Meßergebnisse wurde eine statistische Untersuchung durchgeführt.

In den Tabellen 2 bis 5 finden sich als Zusammenfassung die Werte der Kieferschlußkräfte aller 22 Probanden in Abhängigkeit von der vertikalen Dimension. Die vier Tabellen enthalten jeweils die Meßwerte für die habituelle Relation, die gerade Protrusions- sowie die linke und rechte Lateralbewegung des Unterkiefers. Der entsprechende Medianwert entstand bei gerader Anzahl der Messungen aus dem arithmetischen Mittelwert der beiden mittleren (11. und 12.) Werte. Zur Ermittlung des Medianwertes wurden alle 220 Meßergebnisse in den vier Tabellen nach der Größe geordnet und jeweils die beiden mittleren Werte herausgezogen. Diese beiden Zahlen ergaben nach der Mittelwertbildung den Medianwert. Dieser Wert ist in der rechten Spalte "MW" der Tabellen 2 bis 5 eingetragen worden.

Die statistische Auswertung der insgesamt 480 Meßwerte läßt die Größe der Kieferschlußkraft als Funktion der vertikalen Dimension besonders deutlich erkennen. Sie veranschaulichen - ebenso wie die Meßergebnisse in den Tabellen 6 bis 27 - die Abhängigkeit der Kraft der Kaumuskulatur von der Lagebeziehung des Unterkiefers zum Oberkiefer. In der habituellen Relation wurden die höchsten Werte der Kieferschlußkraft er-

reicht. Sie fallen über die gerade Protrusionsbewegung und die Lateralbewegungen des Unterkiefers kontinuierlich ab.

2.2.6.2 Erklärung der grafischen Darstellungen

1. Zur Darstellung der Kräfte der Kaumuskulatur in habitueller Relation sowie der Laterotrusionsbewegungen des Unterkiefers in Abhängigkeit von der vertikalen Dimension wurde für jeden Probanden ein Koordinatensystem (8 bis 29) angefertigt. Die Abszisse zeigt den "positiven" bzw. "negativen" Abstand der Messungen von der Bezugsebene in Millimetern. Auf der Ordinate sind die Werte der Kieferschlußkräfte in kp aufgetragen.

2. Die statistische Auswertung der Meßreihen wurde ebenfalls in fünf Koordinatensystemen dargestellt (3 bis 7). Vier Diagramme (3 bis 6) zeigen die maximale bzw. minimale Kieferschlußkraft sowie den Medianwert der Kraft jeweils in habitueller Relation sowie gerader Protrusions-, linker und rechter Lateralbewegung in Abhängigkeit von der vertikalen Dimension. Das fünfte Diagramm (7) veranschaulicht auf der Ordinate alle vier Medianwerte der Kieferschlußkraft in kp und auf der Abszisse den Abstand von der Bezugsebene.

3. Ein Säulendiagramm (S.41) zeigt die Häufigkeit, mit der die maximale Kieferschlußkraft von den Probanden in der habituellen Relation in Abhängigkeit von der vertikalen Dimension erzeugt wurde.

2.2.6.3 Darstellung der Meßergebnisse und ihre Interpretation

Die ermittelten Meßwerte der Kieferschlußkräfte für die habituelle Relation, die geraden und seitlichen Protrusionsbewegungen des Unterkiefers in Abhängigkeit von der vertikalen Dimension sind durch jeweils vier Kurven in den Diagrammen 8 bis 29 dargestellt worden.

Der Kurvenverlauf läßt deutlich das Maximum der Kieferschlußkraft im Bereich von 0 bis +1 Millimeter zur Bezugsebene erkennen. Hieraus kann geschlossen werden, daß die Kaumuskeln gerade in dieser Unterkiefer-Abstandhaltung ihre maximale Leistung bei symmetrischer Kontraktion erzeugen können. Wird ein bestimmter Ruhetonus der Muskulatur über- bzw. unterschritten, was durch die Höhenverstellung des Meßkörpers in den Untersuchungen simuliert worden ist, sinken die Werte der Kieferschlußkraft beiderseits zur Bezugsebene kontinuierlich ab.

Wird das Bewegungsmuster des neuromuskulären Apparates durch die Exkursionsbewegungen des Unterkiefers zusätzlich verändert, resultiert daraus eine Reduzierung der Kieferschlußkräfte.

Aus dem nahezu parallelen Verlauf der vier Kurven in den Diagrammen 8 bis 29 wird dieser Sachverhalt für die horizontale Lagebeziehung des Unterkiefers zum Oberkiefer wiederum in Abhängigkeit von der vertikalen Dimension deutlich.

Die zusammenfassenden Diagramme 3 bis 6, die sich aus den Werten der statistischen Untersuchung ergaben, zeigen in der oberen Kurve die Maximal-, in der mittleren die Median- und

in der unteren Kurve die Minimalwerte der Kieferschlußkraft. Aus den Medianwerten als Ergebnis aller 480 Meßwerte, die für die vier untersuchten Lagebeziehungen des Unterkiefers zum Oberkiefer im Diagramm 7 dargestellt wurden, kann die von BOOS (1) aufgestellte Theorie, die maximale Kaukraft wird in der habituellen Relation erzeugt, bestätigt werden. Wird die Unterkiefer-Abstandhaltung bei der dreidimensionalen Festlegung der Unterkieferposition gegenüber dem Oberkiefer falsch gewählt, was in den Untersuchungen durch die Höhenverstellung des Meßkörpers geschah, erreichen die Meßwerte nicht ihr Maximum. Aus den Ergebnissen dieser Arbeit kann umgekehrt geschlossen werden, daß beim Erreichen der maximalen Kieferschlußkraft die Unterkiefer-Abstandhaltung für die Anfertigung von totalem Zahnersatz optimal bestimmt wurde.

Neben der vertikalen Beziehung des Unterkiefers zum Oberkiefer zeigen die beinahe identischen Kurvenverläufe das gleiche Verhalten für die Festlegung der horizontalen Kieferrelation.

Aus der grafischen Darstellung 2 ist ersichtlich, daß bei neun Probanden das Maximum der Kieferschlußkräfte in habitueller Okklusion auf der vorgewählten Bezugsebene und bei acht Probanden 1 Millimeter über dieser Ebene liegt. Die Häufigkeit nimmt stark ab, je weiter die Bezugsebene bei den Messungen nach oben oder unten überschritten wurde.

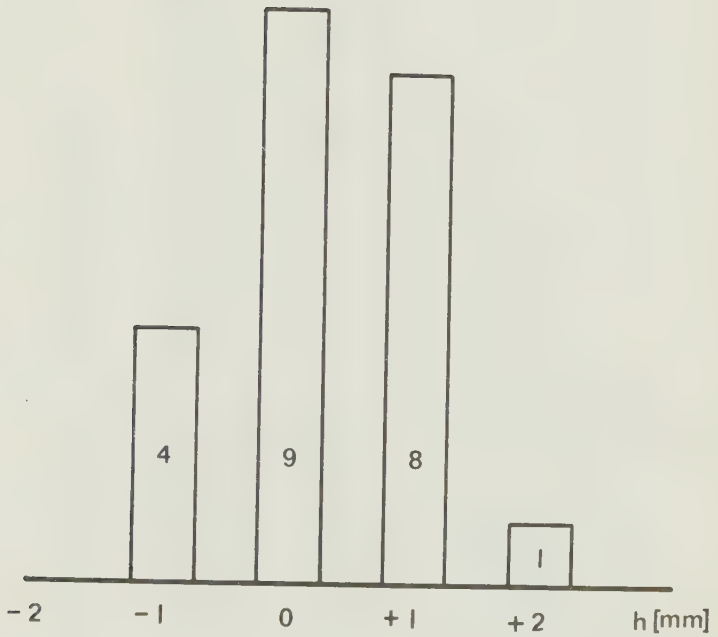


Diagramm 2 Häufigkeit der maximalen Kieferschlußkraft
in habitueller Relation als Funktion der
vertikalen Dimension

Diff. (mm)		Nrn. des Probanden																								Medianwert
		22	21	20	19	18	17	16	15	14	13	12	11	10	9	8	7	6	5	4	3	2	1			
		kp	kp	kp	kp	kp	kp	kp	kp	kp	kp	kp	kp	kp	kp	kp	kp	kp	kp	kp	kp	kp	kp	kp		
- 3	<u>7,19</u>			6,04	5,46	4,85	4,66	4,34	4,37	3,92	3,82	3,98	3,79		3,50	2,99	2,28	3,05	2,79	2,09	2,18	2,25	<u>1,93</u>	3,65		
- 2	7,58	6,94	6,39	6,33	5,27	4,95	4,91	4,78	4,40	4,21	3,72	3,89	3,95	3,40	3,76	2,54	2,34	2,99	2,57	2,67	2,83	2,41		3,83		
- 1	<u>7,87</u>	6,96	6,42	6,81	5,17	5,14	5,49	5,03	4,85	4,59	3,95	4,43	4,27	3,53	4,24	2,86	3,73	3,28	2,92	3,02	3,24	<u>2,57</u>	4,34			
0	<u>7,61</u>	7,00	7,13	6,49	5,59	5,39	5,20	5,27	5,14	4,56	4,46	4,27	4,69	3,60	4,21	3,31	3,31	3,21	3,47	3,34	2,83	<u>2,44</u>	4,51			
+ 1	<u>8,32</u>	6,94	7,32	5,97	5,84	5,78	5,94	4,98	4,91	4,14	4,91	4,62	4,46	3,47	3,79	3,50	2,83	2,92	3,34	2,79	2,28	<u>2,02</u>	4,59			
+ 2	<u>8,45</u>	6,78	7,16	5,11	5,59	5,52	5,04	4,75	4,50	4,05	4,40	4,43	4,33	3,34	3,24	3,05	2,70	2,60	2,95	2,63	1,93	<u>1,70</u>	4,37			
+ 3	7,90	6,55	6,71	4,95	5,46	5,11	4,85	4,37	4,17	3,65	4,30	4,14	3,89	3,28	3,21	2,57	2,34	2,83	2,60	2,18	<u>1,73</u>	<u>1,64</u>	4,02			
+ 4	<u>7,39</u>	6,33	6,58	4,78	4,91	4,50	4,40	3,85	3,73	3,44	3,79	3,76	3,92	3,18	2,92	2,44	2,67	2,38	1,70	1,54	<u>1,29</u>	<u>1,57</u>	3,75			
+ 5	<u>6,74</u>	6,20	6,07	4,50	4,40	4,01	4,05	3,66	3,50	3,11	3,34	3,53	3,76	3,08	2,73	2,02	2,12	2,50	1,89	1,79		<u>1,12</u>	3,42			
+ 6	<u>5,72</u>	6,17	5,52	4,34	4,30	3,73	3,40	3,37	2,95	3,18	3,28	3,24	3,18	3,05	2,06	1,73	1,73	2,31	1,45			<u>0,80</u>	<u>3,18</u>			

Tabelle 2 Maximal-, Minimal- und Medianwerte der Kieferschlußkraft in habitueller Relation

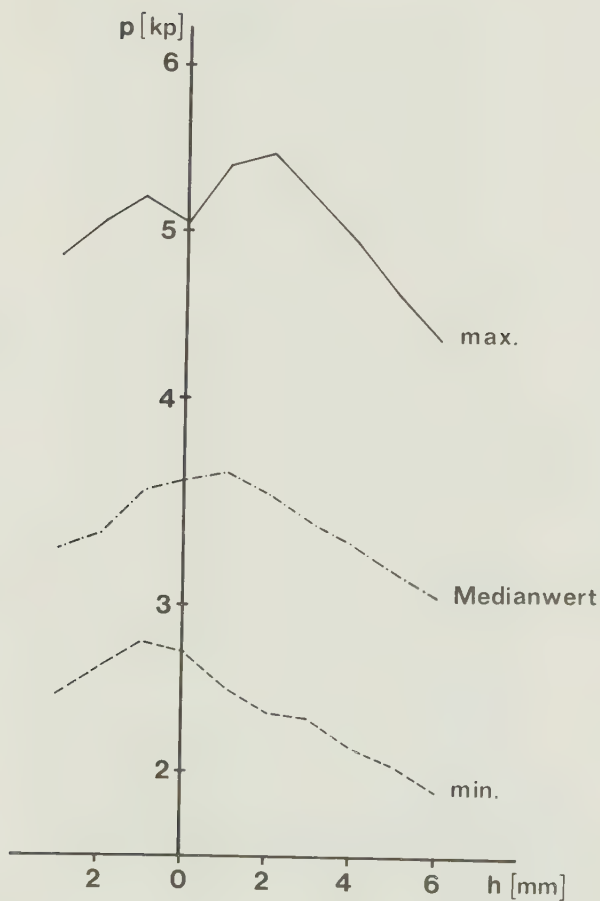


Diagramm 3 Maximale und minimale Werte der Kieferschlußkraft sowie der Medianwert in habitueller Relation

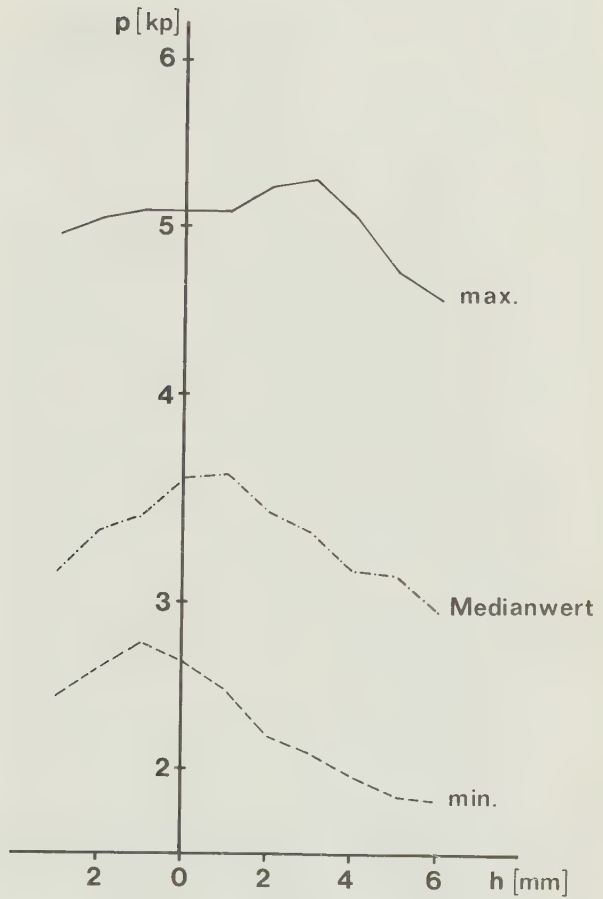


Diagramm 4 Maximale und minimale Werte der Kieferschlußkraft sowie der Medianwert in gerader Protrusionsbewegung

Diff. (3)		Nr. des Probanden																				Medianwert	
		22	21	20	19	18	17	16	15	14	13	12	11	10	9	8	7	6	5	4	3		
	kp	kp	kp	kp	kp	kp	kp	kp	kp	kp	kp	kp	kp	kp	kp	kp	kp	kp	kp	kp	kp	kp	kp
- 3	<u>6,62</u>		6,17	5,30	4,56	3,92	3,53	4,17	3,73	3,56	3,69	3,15		2,73	2,95	1,80	2,57	2,47	1,83	1,93	1,96	1,67	3,05
- 2	6,90	6,45	<u>7,42</u>	5,97	4,85	4,53	4,14	4,85	4,21	3,85	3,62	3,76	3,89	2,95	3,44	2,44	3,08	2,60	2,57	2,06	<u>2,70</u>	<u>2,12</u>	3,87
- 1	7,29	6,26	<u>7,55</u>	6,10	5,14	4,75	4,50	4,69	4,56	4,05	4,37	4,08	4,14	3,11	3,95	3,05	3,31	3,15	3,05	2,54	3,05	<u>2,44</u>	4,07
0	<u>7,58</u>	6,39	7,32	6,26	5,46	5,14	4,91	5,08	4,95	4,43	4,53	4,24	4,62	3,34	3,60	3,05	3,24	2,95	3,24	2,99	2,54	<u>2,22</u>	4,48
+ 1	<u>7,51</u>	6,39	7,16	5,68	5,75	5,53	5,11	5,01	4,50	3,89	4,59	4,43	4,43	3,28	3,40	2,89	2,89	2,73	2,70	2,99	1,99	<u>1,77</u>	4,43
+ 2	8,16	6,23	7,39	5,14	5,78	5,20	4,50	4,53	4,17	3,66	4,05	4,46	3,95	2,92	3,08	2,63	2,61	2,47	2,54	2,54	1,51	<u>1,28</u>	4,00
+ 3	<u>7,93</u>	5,97	6,55	5,39	5,01	4,85	3,82	4,11	3,73	3,28	3,79	4,17	3,79	2,89	3,02	2,38	1,85	2,47	2,34	1,83	1,25	<u>1,00</u>	3,76
+ 4	7,51	5,91	6,04	4,91	4,72	4,40	3,85	3,92	3,37	3,11	3,44	3,60	3,66	2,95	2,89	2,31	1,63	2,44	2,15	1,45	1,05	<u>0,87</u>	3,41
+ 5	<u>6,94</u>	5,97	5,90	4,30	4,27	3,85	3,66	3,56	3,08	2,79	2,92	3,28	3,24	2,57	2,34	1,89	1,60	2,34	1,93	1,09		<u>0,58</u>	3,00
+ 6	<u>6,84</u>	5,78	5,33	4,27	4,08	3,44	3,15	3,02	2,50	2,60	3,15	3,08	3,02	2,47	2,15	1,22	1,62	1,93	1,77			<u>0,64</u>	2,81

Tabelle 4 Maximal-, Minimal- und Medianwerte der Kieferschlußkraft in linker Protrusionsbewegung

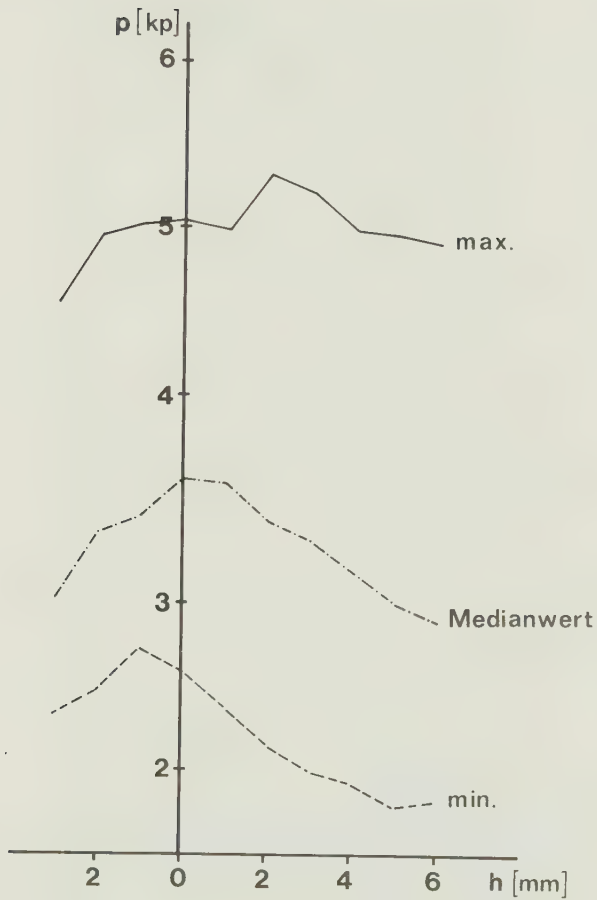


Diagramm 5 Maximale und minimale Werte der Kieferschlußkraft sowie der Medianwert in linker Protrusionsbewegung.

		Nr. des Probanden																						Medianwert
		22	21	20	19	18	17	16	15	14	13	12	11	10	9	8	7	6	5	4	3	2	1	
Diff.	(mm)	kp	kp	xp	xp	kp	kp	kp	kp	kp	kp	kp	kp	kp	kp	kp	kp	kp	kp	kp	kp	kp	kp	
- 3	0,65			5,14	5,97	4,05	3,76	3,82	3,85	3,63	3,73	3,18	2,95		2,75	3,18	1,61	2,86	2,31	2,22	1,64	1,96	1,54	3,07
- 2	6,78	6,13	5,81	6,68	4,88	4,33	4,40	4,27	4,46	3,60	3,56	3,34	4,24	2,73	3,69	2,47	3,18	2,50	2,57	1,80	2,31	1,86	---	3,65
- 1	7,13	6,26	6,36	6,42	4,78	4,66	4,30	4,55	4,43	4,11	3,82	4,01	4,56	3,21	4,08	2,79	3,53	2,60	2,99	2,18	2,89	2,09	---	4,10
0	7,42	6,23	6,94	6,36	5,11	5,11	4,85	5,17	4,78	4,40	4,21	4,37	4,50	3,21	3,82	3,11	3,05	3,02	3,34	2,70	2,60	2,34	---	4,39
+ 1	7,60	6,49	7,03	5,91	5,56	5,49	4,91	5,04	4,37	3,95	4,75	4,56	4,17	3,31	3,47	2,60	3,11	3,11	2,83	2,63	2,08	1,96	---	4,27
+ 2	7,87	6,26	6,10	5,52	5,78	5,14	4,50	4,78	3,82	3,73	4,40	4,36	3,95	3,21	3,15	2,44	2,60	2,57	2,50	2,22	1,54	1,48	---	3,89
+ 3	7,90	6,17	6,23	5,88	5,62	4,95	4,11	4,45	3,34	3,31	3,92	4,01	3,44	2,79	2,89	2,25	1,93	2,34	2,22	1,89	1,03	1,00	---	3,39
+ 4	7,55	5,84	5,72	5,61	5,01	4,17	4,05	3,82	3,28	2,99	3,56	3,56	3,24	3,05	2,76	1,93	2,06	2,28	1,99	1,28	0,86	0,87	---	3,26
+ 5	7,03	5,62	5,56	4,88	4,75	3,60	3,60	3,40	2,99	2,60	3,08	3,31	2,99	2,67	2,22	1,80	1,83	1,96	1,57	1,09	0,87	---	---	3,04
+ 6	6,68	5,75	5,11	4,56	4,30	3,21	3,18	3,11	2,44	2,63	2,67	2,80	2,83	2,41	1,93	1,22	1,54	2,15	1,18	---	---	---	---	2,65

Tabelle 5 Maximal-, Minimal- und Medianwerte der Kieferschlusskraft in rechter Protrusbewegung

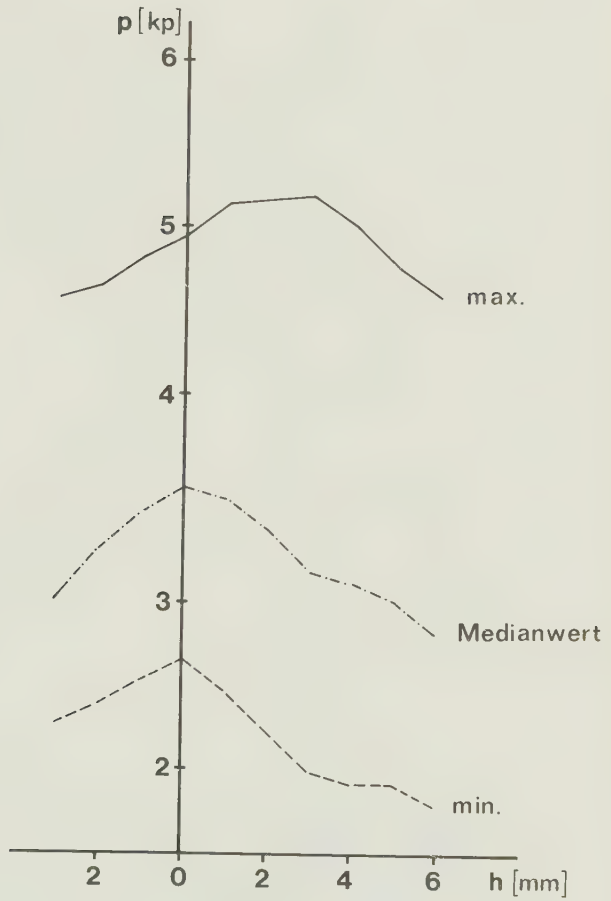


Diagramm 6 Maximale und minimale Werte der Kieferschlußkraft sowie der Medianwert in rechter Protrusionsbewegung

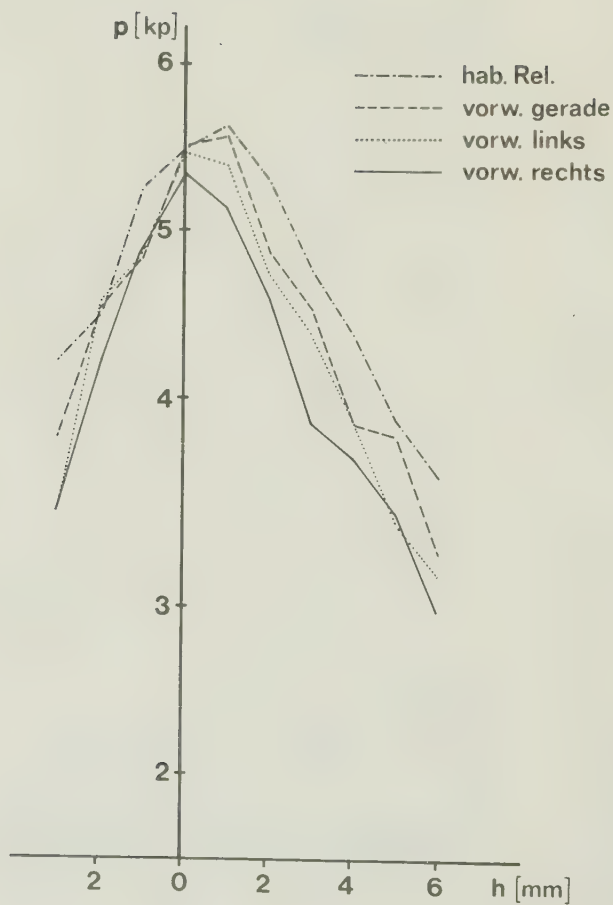


Diagramm 7 Medianwerte der Kieferschlußkraft als Funktion der vertikalen Dimension

3. Diskussion

Die Bestimmung der maximalen Kieferschlußkraft in Abhängigkeit von der vertikalen Dimension sollte dazu dienen, festzustellen, inwieweit mit dieser Methode die dreidimensionale Festlegung der Unterkieferposition gegenüber dem Oberkiefer möglich ist. Die mechanischen Anzeigevorrichtungen, wie sie von HABER (16), SCHÖNWALD (30) und KÖHLER-ETTLING (34) zur Bestimmung der maximalen "Kaukraft" benutzt wurden und wegen ihrer relativ großen Abmessungen keinen vollständigen Kieferschluß zuließen sowie aufgrund ihrer Ungenauigkeiten sehr unterschiedliche Ergebnisse lieferten, sind durch kleinste elektronische Bauelemente ersetzt worden.

Während BOOS (1) in seinen Untersuchungen die Messungen nur in der habituellen Relation vorgenommen hat, wurde in der vorliegenden Arbeit auch die horizontale Lagebeziehung des Unterkiefers zum Oberkiefer berücksichtigt. Die Meßpunkte lagen außer in der habituellen Relation auf einer geraden Protrusions- und einer linken bzw. rechten Lateralposition. Durch die Einbeziehung zusätzlicher Meßstellen bestätigen die vorliegenden Meßergebnisse dennoch die von BOOS aufgestellte Theorie, der Patient erzeuge die maximale Kieferschlußkraft in der habituellen Relation.

Die Ermittlung der dreidimensionalen Festlegung der Unterkieferposition gegenüber dem Oberkiefer über die Messung der maximalen Kieferschlußkraft konnte mit einer Genauigkeit von ± 1 Millimeter in der vertikalen Dimension durchgeführt

werden. Dabei ist der Fehler in der Meßeinrichtung sehr klein. Die Streuung der Meßwerte muß vielmehr bei den Probanden gesucht werden. Die physische und psychische Verfassung gehen als entscheidende Parameter bei den Messungen ein. So müssen bei demselben Probanden die unterschiedliche Bereitschaft zur Mitarbeit, die Gewöhnung an die Meßapparatur und das mehr oder weniger große Trefferfeld bei den Messungen in den unterschiedlichen Exkursionsbewegungen des Unterkiefers bei der Wertung der Meßergebnisse berücksichtigt werden. Diese Faktoren lassen sich jedoch bei keinen Untersuchungen an lebenden Individuen ausschließen.

Bei der Untersuchung der Kieferschlußkraft in Abhängigkeit von der vertikalen Dimension konnte das Maximum auf der Bezugsebene bestimmt werden, die von dem totalen Zahnersatz auf die Meßapparatur übertragen wurde und einen Millimeter oberhalb dieser Ebene lagen. Aus diesen Ergebnissen ist zu schließen, daß bei der Anfertigung des zuvor getragenen Zahnersatzes die Unterkiefer-Abstandhaltung nach den konventionellen Methoden der BiBregistrierung bei neun Probanden richtig und bei acht Probanden zu niedrig gewählt worden war. Die optimale Unterkiefer-Abstandhaltung und damit die vertikale Lagebeziehung zum Oberkiefer ist nach Interpretation der Meßergebnisse dann gefunden, wenn die Werte der Kieferschlußkraft ihr Maximum erreicht haben.

In gleicher Weise ist das Ergebnis der Untersuchung über die horizontale Lagebeziehung des Unterkiefers zum Oberkiefer

zu werten. Es hat sich gezeigt, daß die absoluten Werte der Kraft bei der geraden Protrusionsbewegung geringer als die in der habituellen Relation ausfallen. Diese Tendenz wird bei den Lateralbewegungen des Unterkiefers noch deutlicher. Die Ursache wird durch die asymmetrische Kontraktion der Kaumuskulatur zu erklären versucht. Es ist jedoch auch bei den Exkursionsbewegungen des Unterkiefers wiederum eine Abhängigkeit der Meßwerte von der vertikalen Lagebeziehung erkennbar.

Aus der Untersuchung war deutlich eine Abhängigkeit der Größe der Kieferschlußkraft vom Alter der Probanden festzustellen. Diese Tendenz zeigen besonders die Meßwerte des 38- und des 83jährigen Probanden. Die Ursache liegt sicher in dem geringeren Leistungsvermögen des gesamten Organismus des älteren Menschen.

Bei der Überprüfung der Meßergebnisse unter Berücksichtigung des Geschlechtes der Patienten konnten keine Unterschiede gefunden werden. Die physischen und psychischen Verschiedenheiten der Probanden führten bei der Fragestellung in der vorliegenden Arbeit zu keinen Aussagen.

Von den 22 untersuchten Patienten erzeugten in der habituellen Relation neun die maximale Kieferschlußkraft auf der vorgegebenen Bezugsebene. Bei acht Probanden, die zweitgrößte Gruppe in dieser Untersuchung, wurden die größten Werte in einer 1 Millimeter höheren Unterkiefer-Abstandhaltung gefunden. Aus dieser Häufigkeitsverteilung kann geschlossen werden, daß bei der ersten Gruppe die Unterkiefer-Abstand-

haltung mit den bekannten Methoden der Bißregistrierung richtig bestimmt worden ist. Bei der zweiten Gruppe konnten nach der Vergrößerung der Unterkiefer-Abstandhaltung um einen Millimeter ebenfalls maximale Kieferschlußkräfte gefunden werden. Bei der Herstellung des totalen Zahnersatzes für diese Probanden müßte die vergrößerte vertikale Lagebeziehung berücksichtigt werden, um ein optimales Ergebnis bei der oralen Rehabilitation zu erreichen.

UHLIG (37), der erstmals mit einer elektrischen Apparatur zahnbezogene Messungen der Kieferschlußkraft durchführte, konnte durch die Konstruktion des Meßaufnehmers keinen vollständigen Kieferschluß erreichen. Daher ist die Interpretation seiner Meßergebnisse, die Kräfte wären ohne die durch die Meßanordnung verursachte Bißsperre etwa doppelt so hoch, nicht richtig. Die grafische Darstellung seiner Meßergebnisse läßt sich nicht ohne Berücksichtigung des neuro-muskulären Apparates bis zum vollständigen Schluß der Zahnreihen extrapolieren. Die Untersuchungen zeigen, daß die von BORELLI (16), FICK und GYSL (16) gefundenen Werte der Kaukraft zu hoch bestimmt worden sind. Die von EICHNER (5) in seinen elektronischen Kaukraftmessungen beim Kauen von Zwieback, Vollkornbrot und Lauerwurst ermittelten Meßwerte können in ihrer Größenordnung im wesentlichen bestätigt werden.

Mit dieser Untersuchungsmethode, die allerdings einen erheblichen apparativen Aufwand erfordert, könnte eine intraorale Bißregistrierung durchgeführt werden, wenn andere Techniken zur dreidimensionalen Festlegung der Unterkieferposition zum

Oberkiefer zu keinen zufriedenstellenden Ergebnissen führen.

4. Zusammenfassung

In der vorliegenden Arbeit wurde versucht, über die Messung der maximalen Kieferschlußkräfte in habitueller Relation, bei gerader Protrusions- sowie Lateralbewegungen des Unterkiefers - durchgeführt in Abhängigkeit von der vertikalen Dimension - die dreidimensionale Festlegung der Unterkieferposition gegenüber dem Oberkiefer zu ermitteln.

Außerdem wurde geprüft, inwieweit nach der Festlegung der Unterkieferabstandhaltung mit den herkömmlichen Methoden der Bißregistrierung eine intraorale Messung der Kieferschlußkräfte angeschlossen werden sollte, um bessere Unterlagen für die Planung und Herstellung von totalem Zahnersatz zu erhalten.

Die Untersuchung wurde an 22 Probanden, 13 männlichen und 9 weiblichen, bei denen der antagonistische Kontakt in allen vier Stützzonen verlorengegangen war und denen totaler Zahnersatz eingegliedert worden ist, durchgeführt.

Es wurden folgende Ergebnisse gefunden:

1. Die Größe der Kieferschlußkraft ist im wesentlichen von der vertikalen Unterkiefer-Abstandhaltung abhängig. Dieses Ergebnis bestätigt die von BOOS (1) aufgestellte Theorie.
2. Bei den untersuchten Probanden besteht ebenfalls eine Abhängigkeit der Größe der Kraft von der horizontalen Lagebeziehung des Unterkiefers zum Oberkiefer.

3. Neun Probanden erzeugten die maximale Kieferschlußkraft in der habituellen Relation und acht auf einer Ebene, die 1 Millimeter höher lag. Wurden die Messungen bei einem vertikalen Abstand von ± 1 Millimeter von der Bezugsebene durchgeführt, nahm die Häufigkeit der Maxima stark ab.
4. Ein Unterschied zwischen weiblichen und männlichen Probanden bezüglich der Größe der Kieferschlußkraft konnte nicht gefunden werden.
5. Die Größe der Kieferschlußkraft läßt eine umgekehrte Abhängigkeit vom Alter der Probanden erkennen.

5. Schrifttum

1. BOOS, R.H.: Intermaxillary Relation Established
by Biting Power
J.Amer.dent.Ass. 27, 1192 (1940)

2. BOUCHER, C.J.: Can Biting Force be used as a cre-
terion for registrering vertical
dimension?
J.prosth.Dent. 9, 594 (1959)

3. EICHNER, K.: Theoretische Erwägungen und praktische
Erfahrungen über die "individuelle
Kalottenartikulation" nach FEHR
Dtsch.zahnärztl.Z. 8, 264 (1953)

4. EICHNER, K. und Messung der Kräfte mit Widerstandsmeß-
ROHRBACH, Ch.: dosen von Molarengroße ohne Behinderung
der Okklusion und Artikulation
Dtsch.zahnärztl.Z. 13, 146 (1958)

5. EICHNER, K.: Messung der Kräfte bei Kauvorgängen
Dtsch.zahnärztl.Z. 18, 915 (1963)

6. EICHNER, K.: Aufschlüsse über den Kauvorgang durch
elektronische Kaukraftmessungen
Dtsch.zahnärztl.Z. 19, 415 (1964)

7. EICHNER, K.: Stützzonen
Handatlas der zahnärztlichen Prothetik
Carl Hanser Verlag, München, 1962

8. FABER, E.: Gesunderhaltung des Kauorgans durch
die Kalottenartikulation
Dtsch.zahnärztl.Z. 15, 24 und 435 (1960)

9. FEHR, C.U.: Theorie und Praxis des Artikulations-
problems
Zahnärztl. Welt 3, 7 (1946)

10. FEHR, C.J.: Kauflächengestaltung an totalen Prothesen
Dtsch.zahnärztl.Z. 8, 453 (1953)
11. FRÖHLICH, F.: Der Begriff der zentrischen Okklusion
Schweiz.Zahnheilk. 11, 929 (1967)
12. GAUSCH, K.: Zentralbißnahme für Totalprothetik in der frequentierten Praxis
Dtsch.zahnärztl.Z. 25, 225 (1970)
13. GERBER, A.: Registriertechnik für Prothetik, Okklusionsdiagnostik, Okklusionstherapie
Öst.Z.Stomat. 61, 46 (1964)
14. GYSI, A.: Zahnersatzkunde
in: Handbuch der Zahnheilkunde, Bd.IV, Verlag Urban & Schwarzenberg, Berlin, 1929
15. McGRANE, H.F.: Five Basic Principles of the McGrane Full Denture
Florida State dent. J. 20, 5 (1949)
16. HABER, G.: Kaudruckapparate
Zahnärztl.Rdsch. 35, H.7-9 (1926)
17. HERRMANN, H.: Methoden der Bißregistrierung
Zahnärztl.Rdsch. 77, 163 (1969)
18. HILTEBRANDT, C.: Die Bedeutung des okklusalen Feldes im natürlichen und künstlichen Gebiß
Dtsch.zahnärztl.Wschr. 43, 486 (1940)
19. HROMATKA, A.: Die funktionelle Bißnahme
Dtsch.zahnärztl.Z. 15, 769 (1960)
20. HROMATKA, A.: Bißregistrierung als Bewegungsaufgabe
Dtsch.zahnärztl.Z. 16, 1217 (1961)

21. HROMATKA, A.: Grundlage der Bißnahme
Dtsch.zahnärztl.Z. 18, 435 (1963)
22. HUPFAUF, L.: Zur Problematik der Bißregistrierung
Dtsch.zahnärztl.Z. 21, 761 (1968)
23. KEMENY, J.: Die klinischen Grundlagen der totalen
Prothese
J.A.Barth Verlag, Leipzig 1964
24. KÖRBER, E.: Untersuchungen über das Kauzentrum
und den Belastungsausgleich bei
Prothesen
Dtsch.zahnärztl.Z. 16, 268 (1961)
25. KÖRBER, E.: Untersuchungen beim Kauen mit Ober-
kiefer-Totalprothesen
Dtsch.zahnärztl.Z. 3, 242 (1965)
26. KÜHL, W.: Okklusion und Artikulation in der
Totalprothetik
Dtsch.zahnärztl.Z. 25, 218 (1970)
27. Nomenklaturvorschlag der Deutschen Gesellschaft für zahn-
ärztliche Prothetik und Werkstoffkunde
28. PROVOST, WAYNE, A.: Determination of physiologic rest
position by electronic measurement
J.prosth.Dent. 27, 377 (1972)
29. ROSSBACH, A.: Vergleichende Untersuchungen über den
Einfluß der Kaufläche auf die Belastung
des unteren Prothesenlagers beim Zahn-
losen während der Lateralbewegungen
Dtsch.zahnärztl.Z. 28, 749 (1973)

30. SCHÖNWALD, R.: Eine neue Methode der Kaudruckmessung nach dem Martens-Heynschen Verfahren
Med.Diss.Greifswald (1921)
31. SCHREIBER, S.: Untersuchungen über die Belastbarkeit des Prothesenlagers
Dtsch.zahnärztl.Z. 16, 103 (1961)
32. SCHREIBER, S.: Ein neues Gerät zur Messung und Registrierung von Kaukräften
Zahnärztl.Rdsch. 66, 127 (1957)
33. SCHREIBER, S.: Klinische Untersuchungen und Messungen über die Belastbarkeit einseitiger Freidendprothesen
Dtsch.Zahnärztebl. 14, 5 (1960)
34. SCHRÖDER, H.: Lehrbuch der technischen Zahnheilkunde
Bd. I (1927)
35. SPEER, E.: Über die Eingewöhnungszeit von totalen Prothesen
Dtsch.zahnärztl.Z. 15, 1430 (1960)
36. SPRING, K.L.: Anatomisch registrierte oder physiologisch bestimmte Okklusionslage des Unterkiefers?
Üst.Z.Stomat. 50, 572 (1953)
37. UHLIG, H.: Über die Kaukraft
Dtsch.zahnärztl.Z. 8, 30 (1953)
38. van THIEL, H. und STEIGER, H.: Das Verhalten der herausnehmbaren Teilprothese im Funktionsgeschehen
Dtsch.zahnärztl.Z. 12, 845 (1957)
39. VOSS, R. und SCHWICKERATH, H.: Die Statik der totalen Prothese I und II
Dtsch.zahnärztl.Z. 12, 1474 (1957) und 13, 177 (1958)

40. WINDECKER, D.: Messung des durchschnittlichen Kaukraft-
aufnahmevermögens von Prothesen mittels
einer eigenstabilen Kaukraftmeßdose
Dtsch.zahnärztl.Z. 19, 808 (1964)
41. WUSTROW, P.: Prinzipielle Betrachtungen zur Be-
deutung der physikalischen Grundlagen
für die Prothetik
Öst.Z.Stomat. 21, 299 (1923)

6. Lebenslauf

Am 8. Dezember 1937 wurde ich als Sohn des Kaufmanns Günther Reese und seiner Ehefrau Agnes, geb. Luplow in Reinfeld / Holstein geboren.

1943 wurde ich in die Volksschule zu Reinfeld eingeschult. Danach besuchte ich von 1951 an vier Jahre die Realschule und verließ diese 1955 mit dem Zeugnis der mittleren Reife. 1955 begann ich eine 3 1/2jährige Lehrausbildung als Starkstromelektriker und schloß diese 1958 mit der Facharbeiterprüfung ab.

Im Institut zur Erlangung der Hochschulreife bestand ich im Oktober 1963 das Abitur.

Das Studium der Elektrotechnik begann ich zum Wintersemester 1963/64 an der Technischen Universität Berlin.

Vom April 1969 an studierte ich an der Freien Universität Berlin das Fach Zahnmedizin und legte am 11. Oktober 1971 die zahnärztliche Vorprüfung ab.

Am 9. Juli 1974 bestand ich das zahnärztliche Staatsexamen an der Freien Universität Berlin.

Im August 1969 heiratete ich Fräulein Christine Dückert.

1 Diff.	2 hab. Rel. (Sk t)				3 vorw. gerade (Sk t)				4 vorw. links (Sk t)				5 vorw. rechts (Sk t)			
	▼ A	▲ B	$\frac{A+B}{2}$	(kp)	▼ A	▲ B	$\frac{A+B}{2}$	(kp)	▼ A	▲ B	$\frac{A+B}{2}$	(kp)	▼ A	▲ B	$\frac{A+B}{2}$	(kp)
-3	111	113	112	7,19	115	116	115,5	7,42	103	(87)	103	6,62	109	98	103,5	6,65
-2	116	120	118	7,58	120	117	118,5	7,61	110	105	107,5	6,90	108	103	105,5	6,78
-1	121	124	122,5	7,87	119	120	119,5	7,68	112	115	113,5	7,29	113	109	111	7,13
0	120	117	118,5	7,61	123	116	119,5	7,68	117	119	118	7,58	116	115	115,5	7,42
+1	128	131	129,5	8,32	118	120	119	7,64	112	122	117	7,51	120	123	121,5	7,80
+2	130	133	131,5	8,45	128	121	124,5	8,00	125	129	127	8,16	118	127	122,5	7,87
+3	125	121	123	7,90	128	125	126,5	8,12	120	127	123,5	7,93	124	122	123	7,90
+4	119	111	115	7,39	121	117	119	7,64	115	119	117	7,51	117	118	117,5	7,55
+5	108	102	105	6,74	105	113	109	7,00	(161)	108	108	6,94	108	111	109,5	7,03
+6	91	87	89	5,72	108	99	103,5	6,65	104	109	106,5	6,84	101	107	104	6,68

Tabelle 6

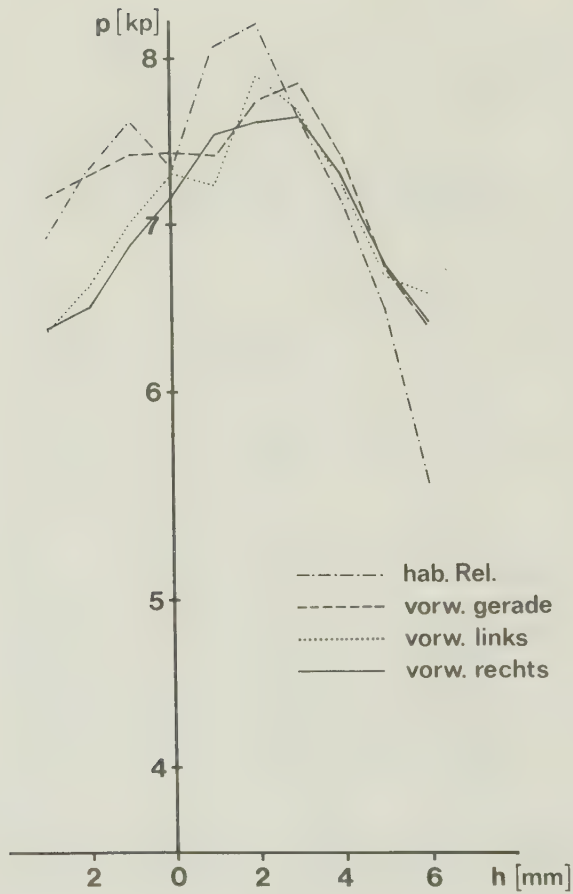


Diagramm 8

1 Diff.	2 hab. Rel. (Sk _t)			3 vorw. gerade (Sk _t)			4 vorw. links (Sk _t)			5 vorw. rechts (Sk _t)		
	▼ A	▲ B	$\frac{A+B}{2}$ (kp)	▼ A	▲ B	$\frac{A+B}{2}$ (kp)	▼ A	▲ B	$\frac{A+B}{2}$ (kp)	▼ A	▲ B	$\frac{A+B}{2}$ (kp)
(mm)												
-2	109	107	108	98	100	99	100	101	100,5	96	95	95,5
-1	108	109	108,5	99	98	98,5	98	97	97,5	101	94	97,5
0	110	108	109	102	99	100,5	103	96	99,5	99	95	97
+1	110	106	108	103	100	101,5	101	98	99,5	102	100	101
+2	105	106	105,5	100	99	99,5	99	95	97	97	98	97,5
+3	102	102	102	97	96	96,5	96	90	93	98	94	96
+4	98	99	98,5	98	92	95	96	88	92	89	93	91
+5	99	94	96,5	97	89	93	95	91	93	88	87	87,5
+6	97	95	96	93	95	94	92	88	90	90	89	89,5

Tabelle 7

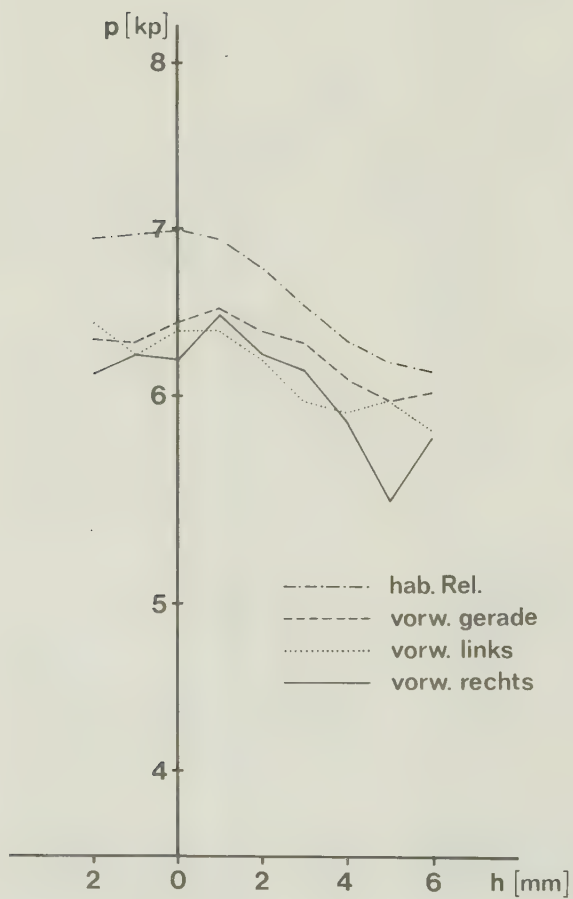


Diagramm 9

1 Diff.	2 hab. Rel. (Skt)				3 vorw. gerade (Skt)				4 vorw. links (Skt)				5 vorw. rechts (Skt)			
	▼ A	▲ B	$\frac{A+B}{2}$	(kp)	▼ A	▲ B	$\frac{A+B}{2}$	(kp)	▼ A	▲ B	$\frac{A+B}{2}$	(kp)	▼ A	▲ B	$\frac{A+B}{2}$	(kp)
(mm)																
-3	91	97	94	6,04	89	86	87,5	5,62	103	89	96	6,17	81	79	80	5,14
-2	98	101	99,5	6,39	97	98	97,5	6,26	115	116	115,5	7,42	88	93	90,5	5,81
-1	104	96	100	6,42	104	108	106	6,81	122	113	117,5	7,55	95	103	99	6,36
0	110	112	111	7,13	116	105	109,5	7,03	120	108	114	7,32	104	112	108	6,94
+1	115	113	114	7,32	119	120	119,5	7,68	114	109	111,5	7,16	111	108	109,5	7,03
+2	114	109	111,5	7,16	110	112	111	7,13	117	113	115	7,39	101	89	95	6,10
+3	108	101	104,5	6,71	111	102	106,5	6,84	105	99	102	6,55	95	99	97	6,23
+4	109	96	102,5	6,58	102	89	95,5	6,13	101	87	94	6,04	87	91	89	5,72
+5	101	88	94,5	6,07	98	104	101	6,49	91	94	92,5	5,94	84	89	86,5	5,56
+6	90	82	86	5,52	94	93	93,5	6,00	85	81	83	5,33	78	81	79,5	5,11

Tabelle 8

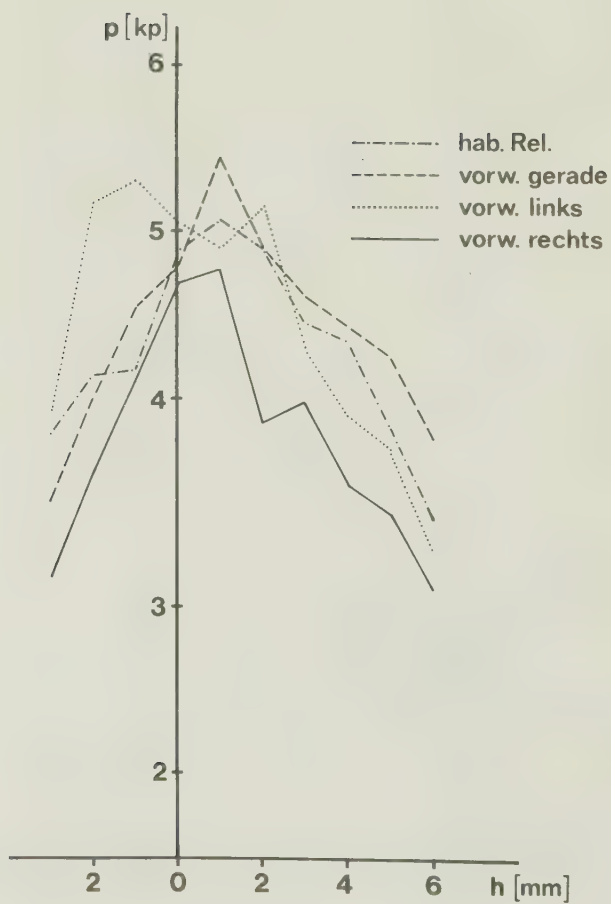


Diagramm 10

1 Diff. (mm)	2 hab. Rel. (Skt)				3 vorw. gerade (Skt)				4 vorw. links (Skt)				5 vorw. rechts (Skt)			
	▼ A	▲ B	$\frac{A+B}{2}$	(kp)	▼ A	▲ B	$\frac{A+B}{2}$	(kp)	▼ A	▲ B	$\frac{A+B}{2}$	(kp)	▼ A	▲ B	$\frac{A+B}{2}$	(kp)
-3	89	81	85	5,46	91	93	92	5,91	85	80	82,5	5,30	93	(128)	93	5,97
-2	98	99	98,5	6,33	95	89	92	5,91	91	95	93	5,97	107	101	104	6,68
-1	107	105	106	6,81	101	104	102,5	6,58	99	91	95	6,10	104	96	100	6,42
0	102	100	101	6,49	94	97	95,5	6,13	98	97	97,5	6,26	101	97	99	6,36
+1	92	94	93	5,97	97	89	93	5,97	87	90	88,5	5,68	96	88	92	5,91
+2	78	81	79,5	5,11	91	92	91,5	5,88	81	79	80	5,14	91	81	86	5,52
+3	81	73	77	4,95	88	84	86	5,52	84	84	84	5,39	93	90	91,5	5,88
+4	72	77	74,5	4,72	79	85	82	5,27	75	78	76,5	4,91	84	91	87,5	5,62
+5	71	69	70	4,50	70	82	76	4,88	69	65	67	4,30	80	72	76	4,88
+6	65	70	67,5	4,34	71	75	73	4,69	62	71	66,5	4,27	74	68	71	4,56

Tabelle 9

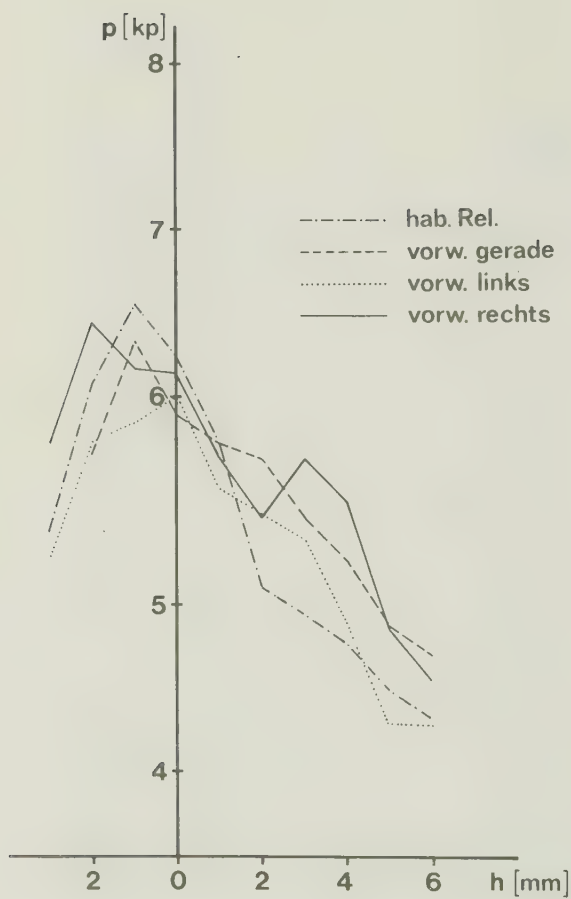


Diagramm 11

1 Diff. (mm)	2 hab. Rel. (Skt)				3 vorw. gerade (Skt)				4 vorw. links (Skt)				5 vorw. rechts (Skt)			
	▼ A	▲ B	$\frac{A+B}{2}$	(kp)	▼ A	▲ B	$\frac{A+B}{2}$	(kp)	▼ A	▲ B	$\frac{A+B}{2}$	(kp)	▼ A	▲ B	$\frac{A+B}{2}$	(kp)
-3	74	77	75,5	4,85	72	69	70,5	4,53	69	73	71	4,56	63	(39)	63	4,05
-2	83	81	82	5,27	81	70	75,5	4,85	80	71	75,5	4,85	80	72	76	4,88
-1	81	80	80,5	5,17	87	77	82	5,27	78	82	80	5,14	73	76	74,5	4,78
0	89	85	87	5,59	90	86	88	5,65	85	(104)	85	5,46	81	78	79,5	5,11
+1	92	90	91	5,84	91	93	92	5,91	88	91	89,5	5,75	87	86	86,5	5,56
+2	87	87	87	5,59	87	85	86	5,52	88	92	90	5,78	89	91	90	5,78
+3	81	89	85	5,46	83	86	84,5	5,43	80	76	78	5,01	85	90	87,5	5,62
+4	75	78	76,5	4,91	79	71	75	4,82	73	74	73,5	4,72	81	75	78	5,01
+5	69	68	68,5	4,40	65	69	67	4,30	68	65	66,5	4,27	71	77	74	4,75
+6	66	68	67	4,30	69	59	64	4,11	70	57	63,5	4,08	65	69	67	4,30

Tabelle 10

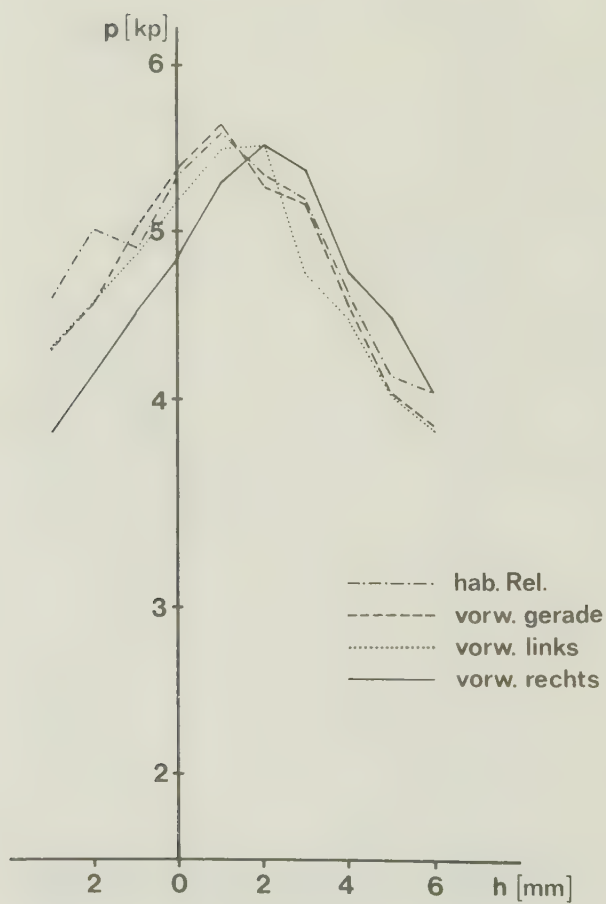


Diagramm 12

1 Diff. (mm)	2 hab. Rel. (Sk t)			3 vorw. gerade (Sk t)			4 vorw. links (Sk t)			5 vorw. rechts (Sk t)		
	▼ A	▲ B	(kp)	▼ A	▲ B	$\frac{A+B}{2}$ (kp)	▼ A	▲ B	$\frac{A+B}{2}$ (kp)	▼ A	▲ B	$\frac{A+B}{2}$ (kp)
-3	69	76	4,66	63	67	65	59	63	61	58	59	58,5
-2	79	75	4,95	72	80	76	69	72	70,5	67	68	67,5
-1	80	80	5,14	(102)	79	79	77	71	74	75	70	72,5
0	85	83	5,39	83	84	83,5	81	79	80	80	79	79,5
+1	89	91	5,78	87	86	86,5	88	84	86	85	86	85,5
+2	88	84	5,52	84	79	81,5	82	80	81	82	78	80
+3	81	78	5,11	79	80	79,5	77	74	75,5	76	78	77
+5	65	61	4,50	63	60	61,5	61	59	60	57	55	56
+6	57	59	3,73	58	55	56,5	53	54	53,5	49	51	50

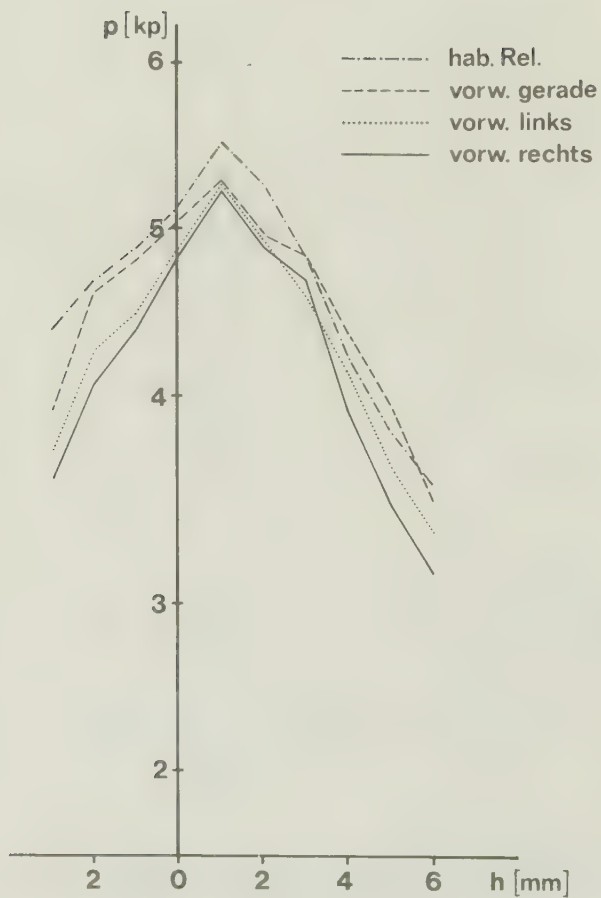


Diagramm 13

1 Diff.	2 hab. Rel. (Skt)			3 vorw. gerade (Skt)			4 vorw. links (Skt)			5 vorw. rechts (Skt)		
	▼ A	▲ B	$\frac{A+B}{2}$	▼ A	▲ B	$\frac{A+B}{2}$	▼ A	▲ B	$\frac{A+B}{2}$	▼ A	▲ B	$\frac{A+B}{2}$
(mm)			(kp)			(kp)			(kp)			(kp)
-3	68	67	67,5	60	61	60,5	57	53	55	61	58	59,5
-2	74	79	76,5	69	67	68	64	65	64,5	67	70	68,5
-1	85	86	85,5	76	73	74,5	71	69	70	65	69	67
0	82	80	81	81	78	79,5	75	78	76,5	74	77	75,5
+1	90	95	92,5	82	88	85	78	81	79,5	77	76	76,5
+2	79	78	78,5	74	74	74	72	68	70	71	69	70
+3	75	76	75,5	68	(90)	68	61	58	59,5	63	66	64,5
+4	69	68	68,5	58	60	59	64	56	60	66	60	63
+5	63	63	63	57	51	54	55	59	57	59	53	56
-6	52	54	53	50	48	49	47	51	49	45	54	49,5

Tabelle 12

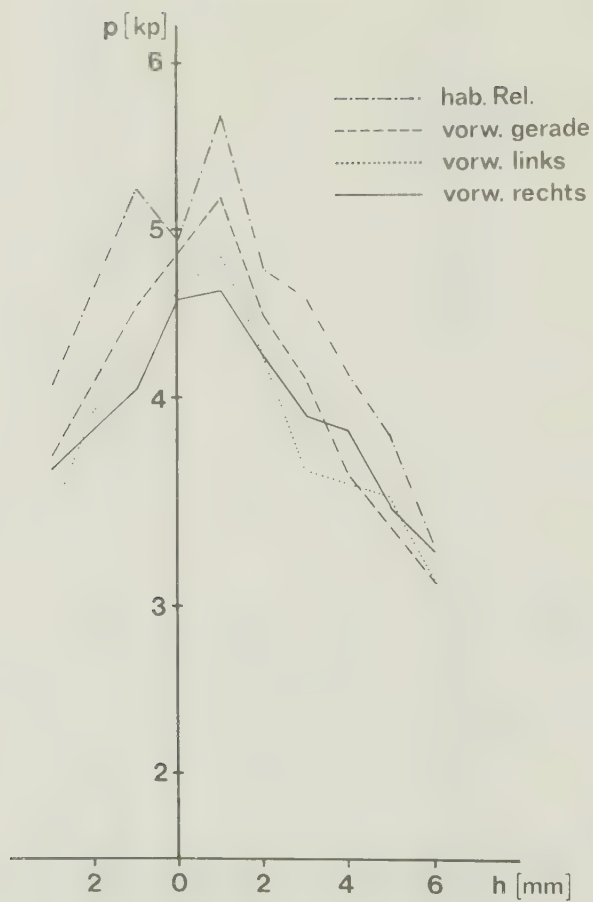


Diagramm 14

1 Diff.	2 hab. Rel. (Sk t)				3 vorw. gerade (Sk t)				4 vorw. links (Sk t)				5 vorw. rechts (Sk t)			
	▼ A	▲ B	$\frac{A+B}{2}$	(kp)	▼ A	▲ B	$\frac{A+B}{2}$	(kp)	▼ A	▲ B	$\frac{A+B}{2}$	(kp)	▼ A	▲ B	$\frac{A+B}{2}$	(kp)
-3	65	71	68	4,37	66	59	62,5	4,01	63	67	65	4,17	61	59	60	3,85
-2	70	79	74,5	4,78	69	75	72	4,62	76	75	75,5	4,85	65	68	66,5	4,27
-1	77	81	79	5,03	75	74	74,5	4,78	75	71	73	4,69	73	70	71,5	4,59
0	81	83	82	5,27	84	79	81,5	5,23	80	78	79	5,08	81	80	80,5	5,17
+1	80	75	77,5	4,98	75	77	76	4,88	78 (109)	78	78	5,01	78	79	78,5	5,04
+2	72	76	74	4,75	70	68	69	4,43	70	71	70,5	4,53	72	75	73,5	4,72
+3	69	67	68	4,37	71	69	70	4,50	65	63	64	4,11	69	70	69,5	4,46
+4	61	59	60	3,85	63	64	63,5	4,08	59	63	61	3,92	61	58	59,5	3,82
+5	54	60	57	3,66	56	56	56	3,60	51	60	55,5	3,56	55	51	53	3,40
+6	57	48	52,5	3,37	53	50	51,5	3,31	45	49	47	3,02	48	49	48,5	3,11

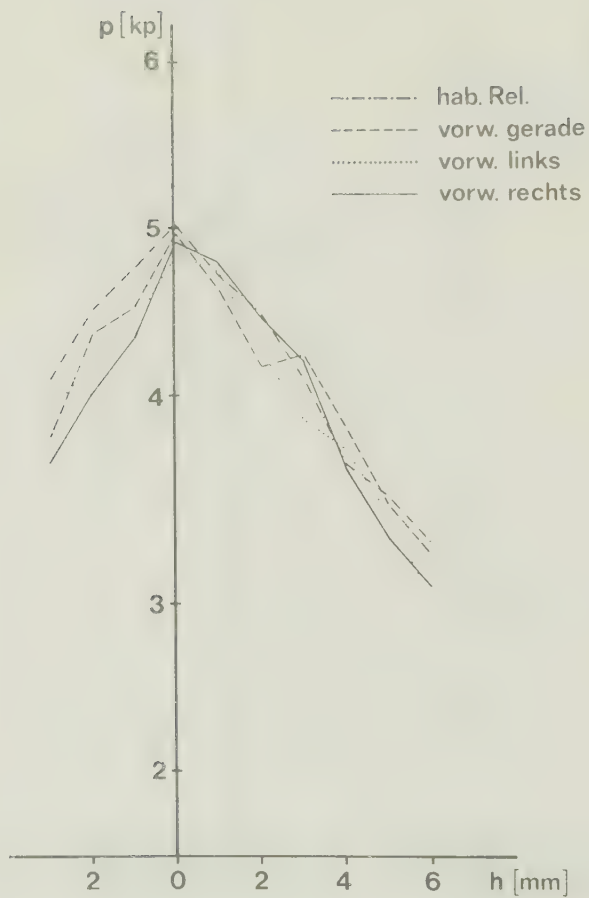


Diagramm 15

1	2	3	4	5
Diff.	hab. Rel. (Skf)	vorw. gerade (Skf)	vorw. links (Skf)	vorw. rechts (Skf)
(mm)	∇A	∇A	∇A	∇A
	ΔB	ΔB	ΔB	ΔB
	$\frac{A+B}{2}$	$\frac{A+B}{2}$	$\frac{A+B}{2}$	$\frac{A+B}{2}$
	(kp)	(kp)	(kp)	(kp)
-3	63	59	61	63
		3,92	62	3,98
-2	69	68,5	70	67
		4,40	68,5	4,40
-1	75	76	74	71
		4,85	72,5	4,66
0	80	80	78	77
		5,14	77,5	4,98
+1	79	74	75	71
		4,91	73	4,69
+2	71	69	68	69
		4,50	68,5	4,40
+3	62	68	59	61
		4,17	60	3,85
+4	57	59	51	52
		3,73	51,5	3,31
+5	50	59	52	53
		3,50	52,5	3,37
+6	44	48	45	41
		2,95	43	2,76

Tabelle 14

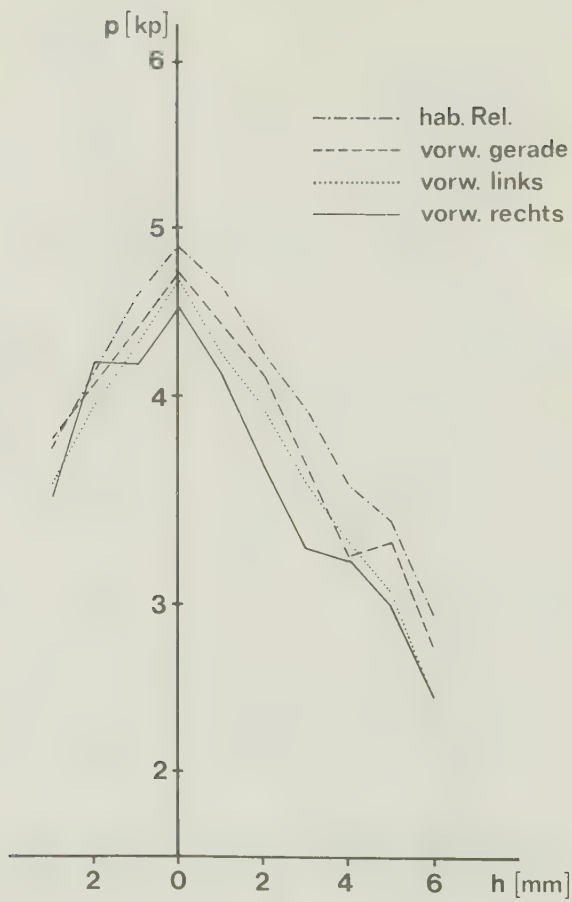


Diagramm 16

1 Diff.	2 hab. Rel. (Skt)				3 vorw. gerade (Skt)				4 vorw. links (Skt)				5 vorw. rechts (Skt)			
	▼ A	▲ B	$\frac{A+B}{2}$	(kp)	▼ A	▲ B	$\frac{A+B}{2}$	(kp)	▼ A	▲ B	$\frac{A+B}{2}$	(kp)	▼ A	▲ B	$\frac{A+B}{2}$	(kp)
(mm)																
- 3	61	58	59,5	3,82	60	53	56,5	3,61	57	54	55,5	3,56	58	58	58	3,73
- 2	68	63	65,5	4,21	65	59	62	3,98	59	61	60	3,85	57	55	56	3,60
- 1	73	70	71,5	4,59	69	67	68	4,37	64	62	63	4,05	65	63	64	4,11
0	70	72	71	4,56	72	74	73	4,69	69	69	69	4,43	70	67	68,5	4,40
+ 1	65	64	64,5	4,14	72	65	67,5	4,34	61	60	60,5	3,89	64	59	61,5	3,95
+ 2	62	64	63	4,05	67	61	64	4,11	57	(33)	57	3,66	59	57	58	3,73
+ 3	57	56	56,5	3,63	55	(75)	55	3,53	52	49	50,5	3,24	53	50	51,5	3,31
+ 4	53	54	53,5	3,44	50	51	50,5	3,24	48	49	48,5	3,11	46	47	46,5	2,99
+ 5	49	48	48,5	3,11	47	49	48	3,08	42	45	43,5	2,79	39	42	40,5	2,60
+ 6	52	47	49,5	3,18	45	43	44	2,83	39	42	40,5	2,60	40	42	41	2,63

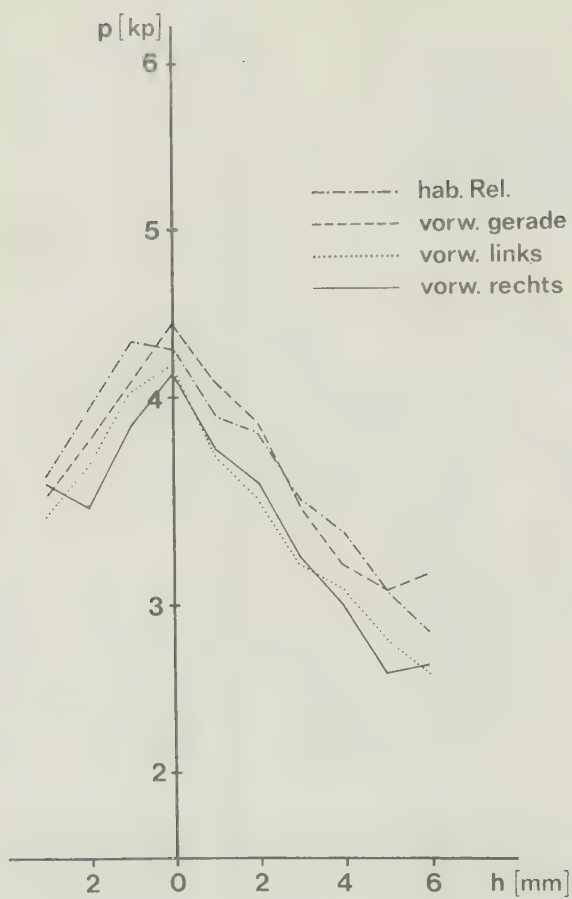


Diagramm 17

1 Diff	2 hab. Rel. (Skt)				3 vorw. gerade (Skt)				4 vorw. links (Skt)				5 vorw. rechts (Skt)			
	▼ A	▲ B	$\frac{A+B}{2}$	(kp)	▼ A	▲ B	$\frac{A+B}{2}$	(kp)	▼ A	▲ B	$\frac{A+B}{2}$	(kp)	▼ A	▲ B	$\frac{A+B}{2}$	(kp)
-3	60	64	62	3,98	53	60	56,5	3,63	51	64	57,5	3,69	52	47	49,5	3,19
-2	59	57	58	3,72	58	57	57,5	3,69	(95)	61	61	3,62	57	54	55,5	3,56
-1	63	60	61,5	3,95	67	61	64	4,11	67	69	68	4,37	61	58	59,5	3,82
0	69	70	69,5	4,46	65	69	67	4,30	72	69	70,5	4,53	66	66	65,5	4,21
+1	75	78	76,5	4,91	74	73	73,5	4,72	71	72	71,5	4,59	75	73	74	4,75
+2	68	69	68,5	4,40	67	59	63	4,05	61	65	63	4,05	70	67	68,5	4,40
3	63	66	67	4,30	63	61	62	3,98	58	60	59	3,79	62	60	61	3,92
+4	60	58	59	3,79	57	55	56	3,60	53	54	53,5	3,44	55	56	55,5	3,56
+5	51	53	52	3,34	55	49	52	3,34	47	44	45,5	2,92	49	47	48	3,08
+6	54	48	51	3,28	49	45	47	3,02	48	50	49	3,15	41	42	41,5	2,67

Tabelle 16

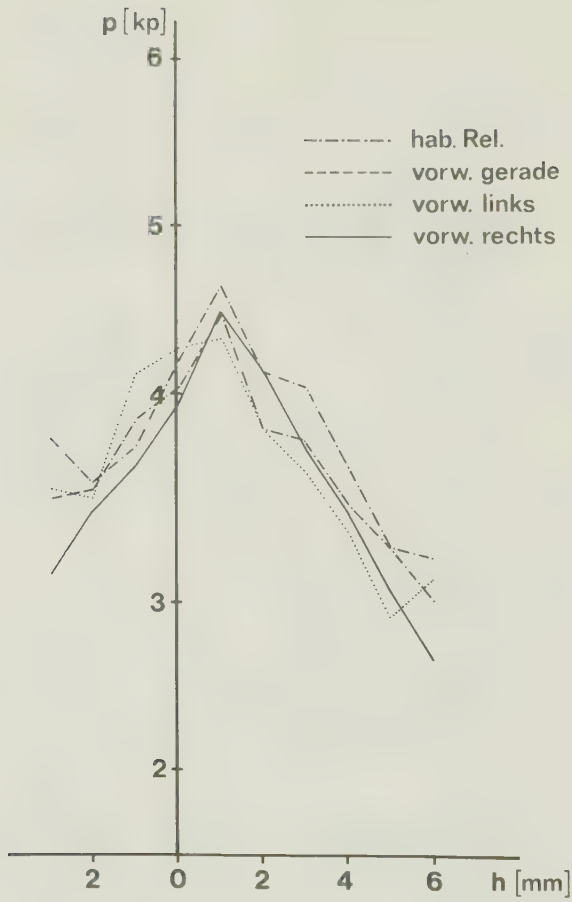


Diagramm 18

1 Diff. (mm)	2 hab. Rel. (Skt)			3 vorw. gerade (Skt)			4 vorw. links (Skt)			5 vorw. rechts (Skt)		
	▼ A	▲ B	$\frac{A+B}{2}$ (kp)	▼ A	▲ B	$\frac{A+B}{2}$ (kp)	▼ A	▲ B	$\frac{A+B}{2}$ (kp)	▼ A	▲ B	$\frac{A+B}{2}$ (kp)
-3	61	57	59	49	56	52,5	48	50	49	47	45	46
-2	58	63	60,5	55	51	53	57	60	58,5	55	49	52
-1	69	69	69	63	61	62	68	59	63,5	65	60	62,5
0	68	65	66,5	67	69	68	67	65	66	73	63	68
+1	71	73	72	74	72	73	70	68	69	72	70	71
+2	70	68	69	74	70	72	71	68	69,5	67	69	68
+3	65	64	64,5	69	62	65,5	67	63	65	61	64	62,5
+4	57	60	58,5	63	58	60,5	59	53	56	57	54	55,5
+5	59	51	55	56	50	53	54	48	51	51	52	51,5
+6	49	52	50,5	58	46	52	46	50	48	43	45	44

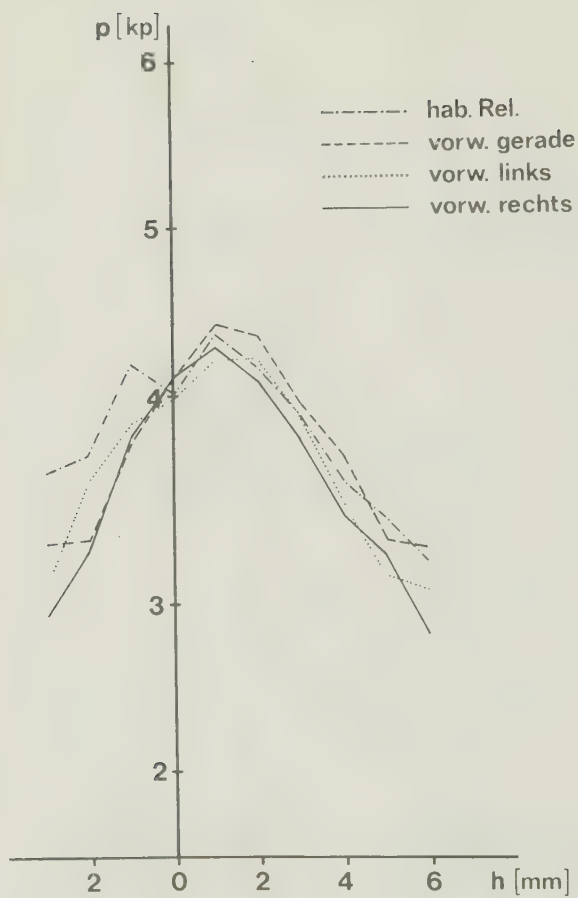


Diagramm 19

1 Diff.	2 hab. Rel. (Skt)			3 vorw. gerade (Skt)			4 vorw. links (Skt)			5 vorw. rechts (Skt)		
	▼ A	▲ B	$\frac{A+B}{2}$	(kp)	▼ A	▲ B	$\frac{A+B}{2}$	(kp)	▼ A	▲ B	$\frac{A+B}{2}$	(kp)
(mm)												
-2	61	62	61,5	3,95	58	63	60,5	3,89	67	65	66	4,24
-1	68	65	66,5	4,27	65	69	67	4,20	72	70	71	4,56
0	72	74	73	4,69	75	70	72,5	4,66	71	69	70	4,50
+1	73	69	71	4,56	70	67	68,5	4,40	68	61	65	4,17
+2	65	70	67,5	4,33	63	61	62	3,98	64	60	61,5	3,95
+3	62	59	60,5	3,89	59	61	60	3,85	58	54	53,5	3,44
+4	64	58	61	3,92	52	57	54,5	3,47	51	51	50,5	3,24
+5	57	60	58,5	3,76	48	58	53	3,40	52	46	46,5	2,99
+6	51	48	49,5	3,18	45	49	47	3,02	46	43	44	2,83

Tabelle 18

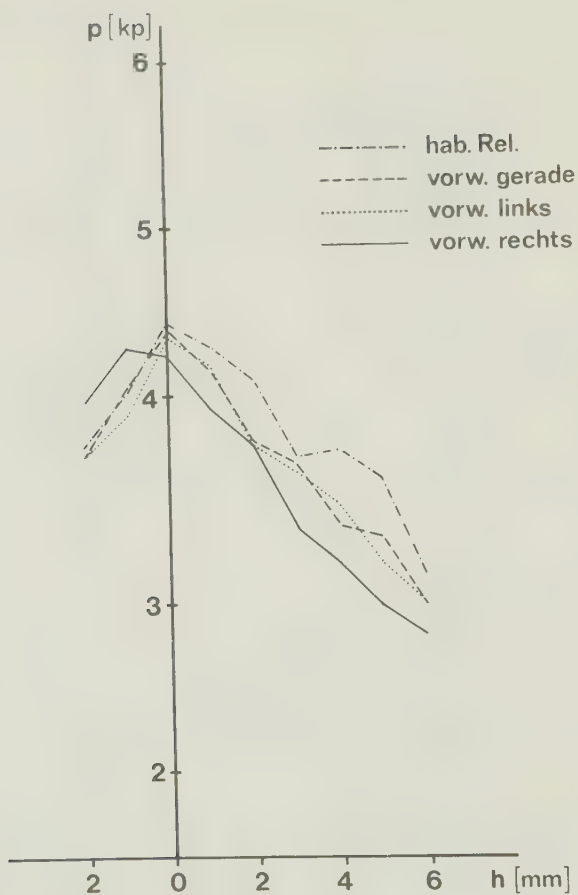


Diagramm 20

1 Diff. (mm)	2 hab. Rel. (Skt)			3 vorw. gerade (Skt)			4 vorw. links (Skt)			5 vorw. rechts (Skt)		
	▼ A	▲ B	$\frac{A+B}{2}$ (kp)	▼ A	▲ B	$\frac{A+B}{2}$ (kp)	▼ A	▲ B	$\frac{A+B}{2}$ (kp)	▼ A	▲ B	$\frac{A+B}{2}$ (kp)
-3	55	54	54,5	54	50	52	41	44	42,5	42	44	43
-2	52	54	53	55	48	51,5	49	43	46	45	40	42
-1	54	56	55	57	47	52	48	49	48,5	50	50	50
0	55	57	56	54	51	52,5	51	53	52	52	48	50
-1	53	55	54	53	56	54,5	54	48	51	55	48	51,5
+2	53	49	52	49	51	50	50	41	45,5	51	49	50
-3	(25)	51	51	46	53	49,5	45	(68)	45	43	44	43,5
-4	51	48	49,5	44	48	46	46	46	46	45	50	47,5
+5	47	49	48	47	44	45,5	39	41	40	40	43	41,5
-6	50	45	47,5	40	38	39	40	37	38,5	36	39	37,5

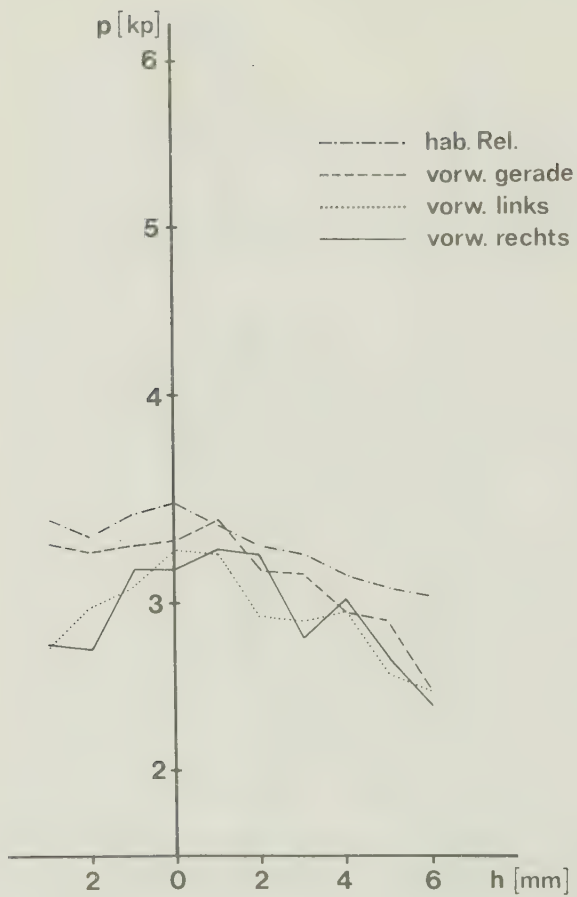


Diagramm 21

1	2			3			4			5						
Diff.	hab. Rel. (Skt)			vorw. gerade (Skt)			vorw. links (Skt)			vorw. rechts (Skt)						
(mm)	▼ A	▲ B	$\frac{A+B}{2}$ (kp)	▼ A	▲ B	$\frac{A+B}{2}$ (kp)	▼ A	▲ B	$\frac{A+B}{2}$ (kp)	▼ A	▲ B	$\frac{A+B}{2}$ (kp)				
-3	48	45	46,5	2,99	49	53	51	3,28	47	45	46	2,95	49	50	49,5	3,18
-2	59	58	58,5	3,76	58	60	59	3,79	56	51	53,5	3,44	58	57	57,5	3,69
-1	65	67	66	4,24	62	59	60,5	3,89	61	52	61,5	3,95	63	64	63,5	4,08
0	63	68	65,5	4,21	61	65	63	4,04	58	54	56	3,60	59	60	59,5	3,82
+1	58	60	59	3,79	57	57	57	3,66	51	55	53	3,40	55	53	54	3,47
+2	51	50	50,5	3,24	53	49	51	3,28	48	48	48	3,08	51	47	49	3,15
+3	49	51	50	3,21	47	50	48,5	3,11	47	(90)	47	3,02	46	44	45	2,89
+4	50	41	45,5	2,92	41	47	44	2,83	49	41	45	2,89	41	45	43	2,76
+5	42	43	42,5	2,73	43	43	43	2,76	38	35	36,5	2,34	36	33	34,5	2,22
+6	33	31	32	2,06	36	33	34,5	2,22	39	28	33,5	2,15	29	31	30	1,93

Tabelle 20

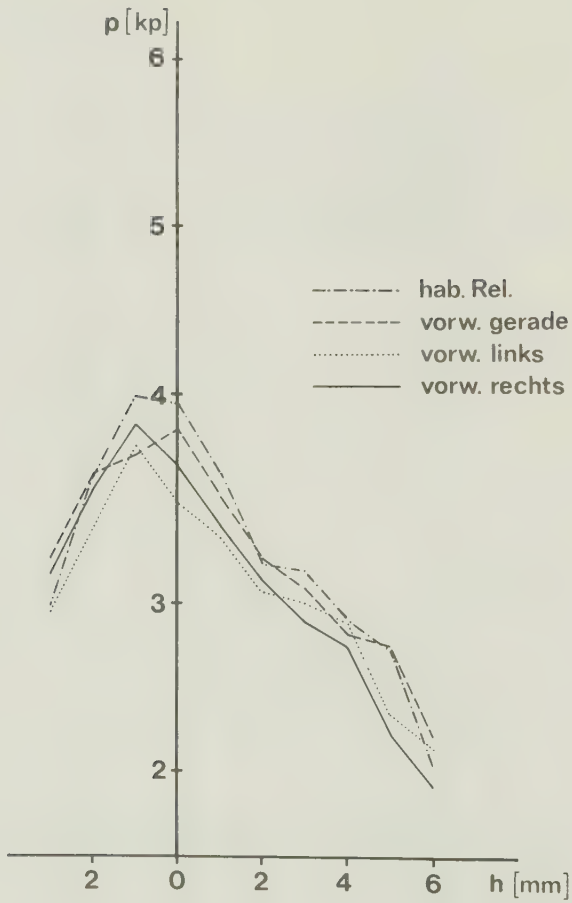


Diagramm 22

1 Diff.	2 hab. Rel. (Skt)				3 vorw. gerade (Skt)				4 vorw. links (Skt)				5 vorw. rechts (Skt)			
	▼ A	▲ B	$\frac{A+B}{2}$	(kp)	▼ A	▲ B	$\frac{A+B}{2}$	(kp)	▼ A	▲ B	$\frac{A+B}{2}$	(kp)	▼ A	▲ B	$\frac{A+B}{2}$	(kp)
(mm)																
-3	40	31	35,5	2,28	31	29	30	1,93	29	27	28	1,80	24	26	25	1,61
-2	39	40	39,5	2,54	36	41	38,5	2,47	39	37	38	2,44	37	40	38,5	2,47
-1	46	43	44,5	2,86	49	50	49,5	3,18	47	48	47,5	3,05	41	46	43,5	2,79
0	51	52	51,5	3,31	54	48	51	3,28	49	46	47,5	3,05	48	49	48,5	3,11
+1	56	53	54,4	3,50	55	57	56	3,60	44	46	45	2,89	42	39	40,5	2,60
+2	47	48	47,5	3,05	50	48	49	3,15	43	39	41	2,63	39	37	38	2,44
+3	41	39	40	2,57	40	38	39	2,50	39	35	37	2,38	39	31	35	2,25
+4	37	39	38	2,44	35	35	35	2,25	36	36	36	2,31	28	32	30	1,93
+5	31	32	31,5	2,02	(98)	31	31	1,99	29	30	29,5	1,89	25	31	28	1,80
+6	26	28	27	1,73	24	19	21,5	1,38	18	20	19	1,22	16	22	19	1,22

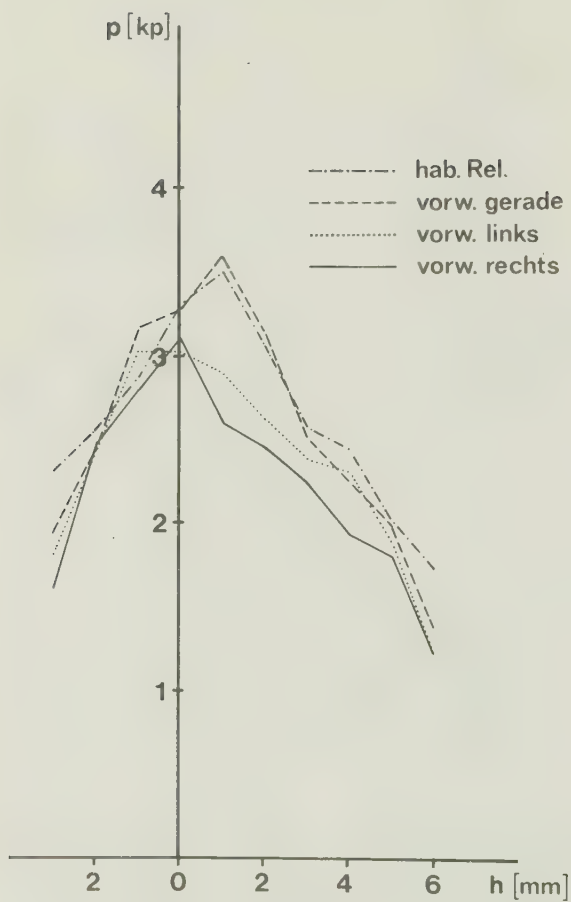


Diagramm 23

1	2			3			4			5						
Diff.	hab. Rel. (Skt)			vorw. gerade (Skt)			vorw. links (Skt)			vorw. rechts (Skt)						
(mm)	▼ A	▲ B	$\frac{A+B}{2}$ (kp)	▼ A	▲ B	$\frac{A+B}{2}$ (kp)	▼ A	▲ B	$\frac{A+B}{2}$ (kp)	▼ A	▲ B	$\frac{A+B}{2}$ (kp)				
-3	47	48	47,5	3,05	43	41	42	2,70	39	41	40	2,57	46	43	44,5	2,86
-2	53	51	52	3,34	50	48	49	3,15	47	49	48	3,08	49	50	49,5	3,18
-1	57	59	58	3,73	56	55	55,5	3,56	53	50	51,5	3,31	51	59	55	3,53
0	51	52	51,5	3,31	58	59	58,5	3,76	52	49	50,5	3,24	48	47	47,5	3,05
+1	45	43	44	2,83	49	46	47,5	3,05	47	43	45	2,89	50	47	48,5	3,11
+2	41	43	42	2,70	43	47	45	2,89	39	44	41,5	2,67	37	44	40,5	2,60
+3	38	35	36,5	2,34	36	29	32,5	2,09	32	27	29,5	1,89	30	30	30	1,93
+4	39	37	38	2,44	28	30	29	1,86	25	27	26	1,67	31	33	32	2,06
+5	33	33	33	2,12	29	31	30	1,93	21	29	25	1,61	29	28	28,5	1,83
+6	29	25	27	1,73	25	28	26,5	1,70	24	26	25	1,61	23	25	24	1,54

Tabelle 22

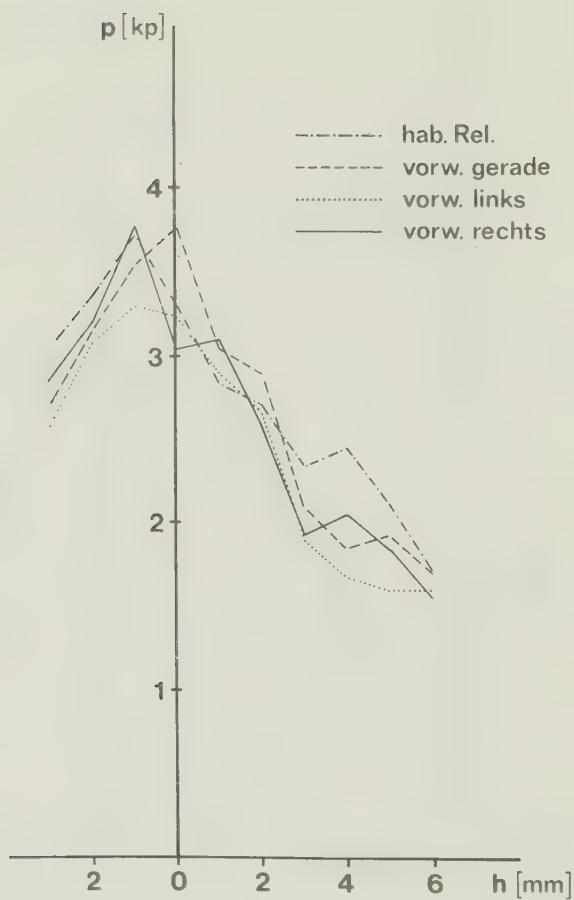


Diagramm 24

1 Diff.	2 hab. Rel. (Skt)				3 vorw. gerade (Skt)				4 vorw. links (Skt)				5 vorw. rechts (Skt)			
	▼ A	▲ B	$\frac{A+B}{2}$	(kp)	▼ A	▲ B	$\frac{A+B}{2}$	(kp)	▼ A	▲ B	$\frac{A+B}{2}$	(kp)	▼ A	▲ B	$\frac{A+B}{2}$	(kp)
-3	43	44	43,5	2,79	40	37	38,5	2,47	42	35	38,5	2,47	33	39	36	2,31
-2	47	46	46,5	2,99	45	37	41	2,63	40	41	40,5	2,60	41	37	39	2,50
-1	50	52	51	3,28	46	43	44,5	2,86	48	50	49	3,15	43	38	40,5	2,60
0	49	51	50	3,21	49	52	50,5	3,24	47	45	46	2,95	46	48	47	3,02
-1	47	44	45,5	2,92	51	47	49	3,15	45	40	42,5	2,73	48	49	48,5	3,11
-2	42	39	40,5	2,60	52	39	45,5	2,92	39	38	38,5	2,47	43	37	40	2,57
+3	44	46	44	2,83	47	42	44,5	2,89	37	40	38,5	2,47	39	34	36,5	2,34
-4	43	40	41,5	2,67	41	35	38	2,44	41	35	38	2,44	40	31	35,5	2,28
+5	40	38	39	2,50	39	32	35,5	2,28	41	32	36,5	2,34	32	29	30,5	1,96
+6	37	35	36	2,31	35	33	34	2,18	(18)	30	30	1,93	35	32	33,5	2,15

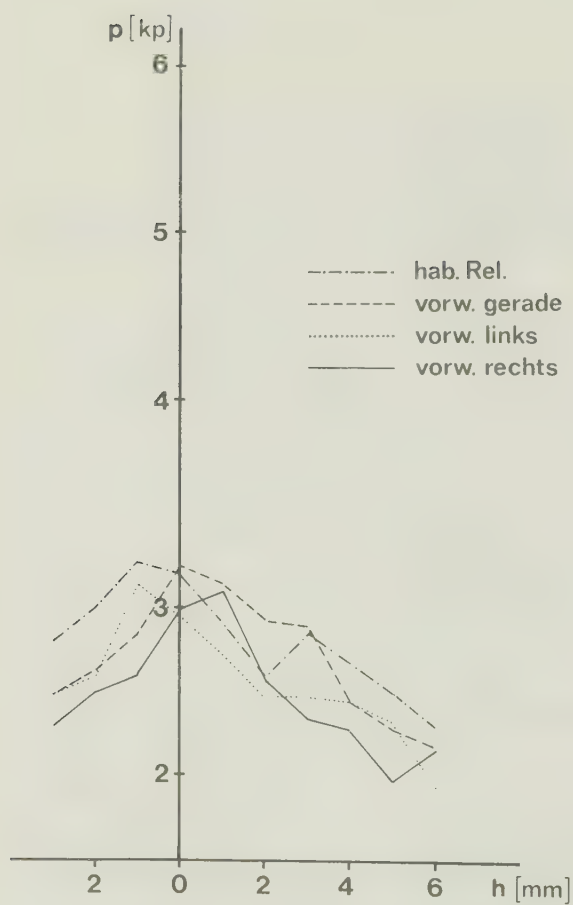


Diagramm 25

1 Diff.	2 hab. Rel. (Skf)			3 vorw. gerade (Skf)			4 vorw. links (Skf)			5 vorw. rechts (Skf)						
	▼ A	▲ B	$\frac{A+B}{2}$ (kp)	▼ A	▲ B	$\frac{A+B}{2}$ (kp)	▼ A	▲ B	$\frac{A+B}{2}$ (kp)	▼ A	▲ B	$\frac{A+B}{2}$ (kp)				
(mm)																
-3	33	32	32,5	2,09	34	36	35	2,25	29	28	28,5	1,83	40	29	34,5	2,22
-2	41	39	40	2,57	39	40	39,5	2,54	38	42	40	2,57	39	41	40	2,57
-1	47	44	45,5	2,92	45	46	45,5	2,92	46	49	47,5	3,05	46	47	46,5	2,99
0	53	55	54	3,47	50	51	50,5	3,24	52	49	50,5	3,24	50	54	52	3,34
+1	50	54	52	3,34	47	46	46,5	2,99	41	43	42	2,70	45	43	44	2,83
+2	51	41	46	2,95	41	42	41,5	2,67	39	40	39,5	2,54	40	38	39	2,50
+3	42	39	40,5	2,60	39	40	39,5	2,54	37	36	36,5	2,34	30	39	34,5	2,22
+4	40	34	37	2,38	36	31	33,5	2,15	38	29	33,5	2,15	32	30	31	1,99
+5	29	30	29,5	1,89	29	29	29	1,86	31	29	30	1,93	24	25	24,5	1,57
+6	21	24	22,5	1,45	25	23	24	1,54	27	28	27,5	1,77	18	19	18,5	1,18

Tabelle 24

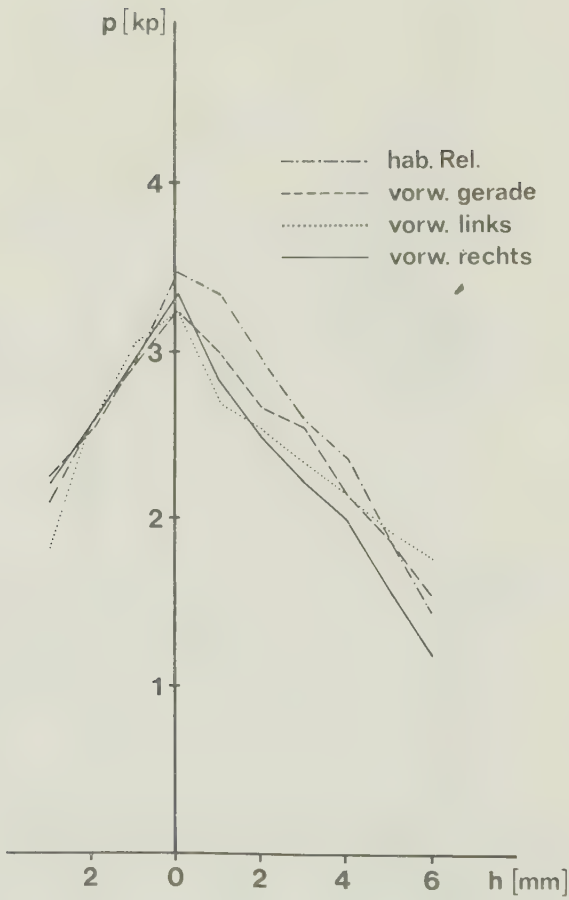


Diagramm 26

1 Diff. (mm)	2 hab. Rel. (Skf)				3 vorw. gerade (Skf)				4 vorw. links (Skf)				5 vorw. rechts (Skf)			
	▼ A	▲ B	$\frac{A+B}{2}$	(kp)	▼ A	▲ B	$\frac{A+B}{2}$	(kp)	▼ A	▲ B	$\frac{A+B}{2}$	(kp)	▼ A	▲ B	$\frac{A+B}{2}$	(kp)
-3	35	33	34	2,18	29	31	30	1,93	28	32	30	1,93	21	30	25,5	1,64
-2	41	42	41,5	2,67	37	35	36	2,31	(79)	32	32	2,06	27	29	28	1,80
-1	48	46	47	3,02	41	44	42,5	2,73	39	40	39,5	2,54	33	35	34	2,18
0	51	53	52	3,34	48	50	49	3,15	46	47	46,5	2,99	43	41	42	2,70
+1	45	42	43,5	2,79	49	42	45,5	2,92	47	44	45,5	2,99	42	40	41	2,63
+2	39	43	41	2,63	38	36	37	2,38	39	40	39,5	2,54	34	35	34,5	2,22
-3	32	36	34	2,18	29	30	29,5	1,89	30	27	28,5	1,83	31	28	29,5	1,89
-4	27	26	26,5	1,70	24	24	24	1,54	22	23	22,5	1,45	20	(83)	20	1,28
+5	20	17	18,5	1,19	19	15	17	1,09	18	16	17	1,09	15	19	17	1,09

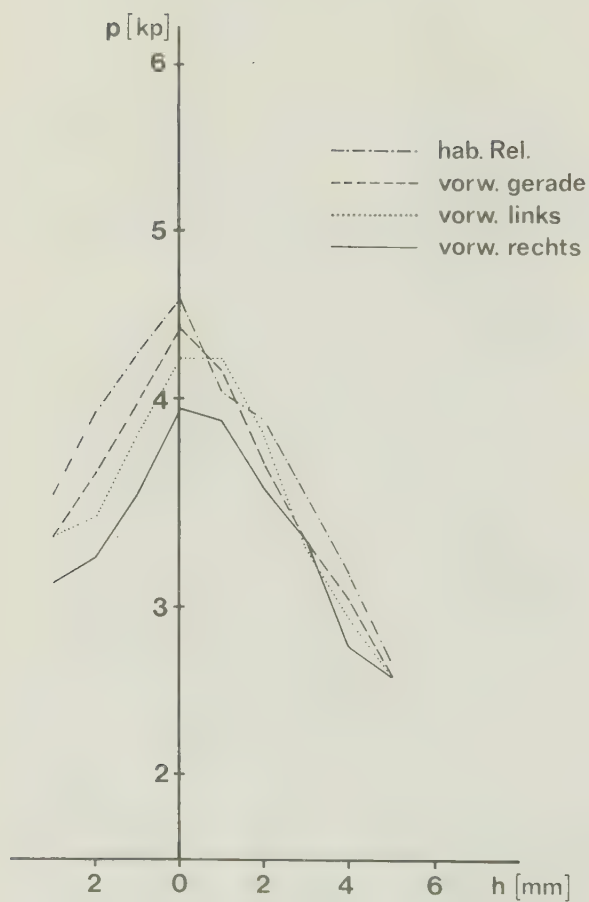


Diagramm 27

1 Diff. (mm)	2 hob. Rel. (Sk t)			3 vorw. gerade (Sk t)			4 vorw. links (Sk t)			5 vorw. rechts (Sk t)		
	▼ A	▲ B	$\frac{A+B}{2}$	▼ A	▲ B	$\frac{A+B}{2}$	▼ A	▲ B	$\frac{A+B}{2}$	▼ A	▲ B	$\frac{A+B}{2}$
												(kp)
-2	39	31	35		35	36	30	31	30,5	29	32	30,5
-1	45	43	44		40	41	45	39	42	37	35	36
0	49	52	50,5		48	45	50	45	47,5	44	46	45
+1	43	45	44		39	39	42	37	39,5	40	41	40,5
+2	36	35	35,5		31	34	33	29	31	35	30	32,5
+3	29	31	30		27	25	24	23	23,5	21	27	24
+4	26	28	27		21	19	19	20	19,5	17	15	16
+5	27	21	24		17	20	15	18	16,5	13	14	13,5
												0,86

Tabelle 26

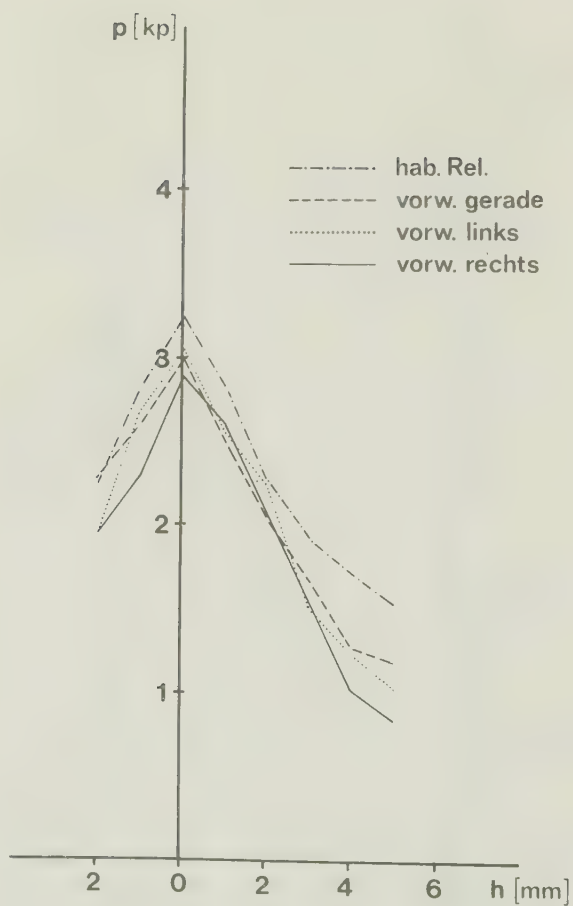


Diagramm 28

1 Diff.	2 hab. Rel. (Skt)				3 vorw. gerade (Skt)				4 vorw. links (Skt)				5 vorw. rechts (Skt)			
	▼ A	▲ B	$\frac{A+B}{2}$	(kp)	▼ A	▲ B	$\frac{A+B}{2}$	(kp)	▼ A	▲ B	$\frac{A+B}{2}$	(kp)	▼ A	▲ B	$\frac{A+B}{2}$	(kp)
(mm)																
-3	31	29	30	1,93	28	30	29	1,86	27	25	26	1,67	25	23	24	1,54
-2	37	38	37,5	2,41	35	33	34	2,18	34	32	33	2,12	30	28	29	1,86
-1	41	39	40	2,57	38	40	39	2,50	39	37	38	2,44	34	31	32,5	2,09
0	39	37	38	2,44	36	35	35,5	2,28	35	34	34,5	2,22	38	35	36,5	2,34
+1	33	30	31,5	2,02	29	32	30,5	1,96	27	28	27,5	1,77	31	30	30,5	1,96
+2	28	25	26,5	1,70	23	21	22	1,41	21	19	20	1,28	25	21	23	1,48
+3	25	26	25,5	1,64	19	(69)	19	1,22	15	16	15,5	1,00	17	14	15,5	1,00
+4	21	19	20	1,29	15	15	15	0,96	13	14	13,5	0,87	14	13	13,5	0,87
+5	17	18	17,5	1,12	10	12	11	0,71	10	8	9	0,58	12	15	13,5	0,87
+6	12	13	12,5	0,80	11	9	10	0,64	8	12	10	0,64	9	9	9	0,58

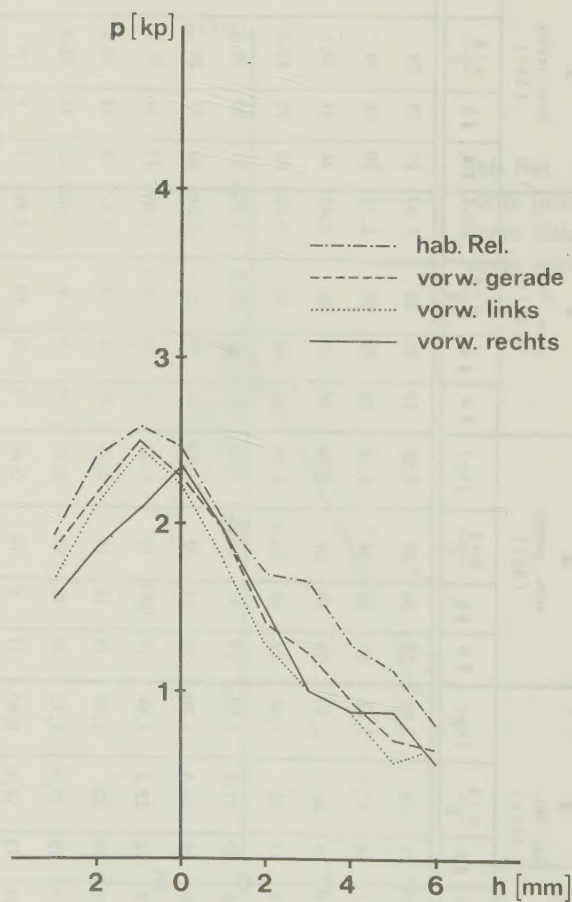


Diagramm 29

